



ITS
Institut
Teknologi
Sepuluh Nopember

TUGAS AKHIR- TL 141584

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI MATERIAL
BIOKOMPOSIT POLYLACTIC ACID (PLA)
BERPENGUAT SERBUK TULANG SAPI SEBAGAI
KANDIDAT BAHAN TULANG BUATAN**

ADVEN FN HUTAJULU
NRP. 2713 100 060

Dosen Pembimbing
Dr. Sigit Tri Wicaksono S.Si., M.Si
Dr.Eng Hosta Ardhyananta, S.T., M.Sc

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya
2017



TUGAS AKHIR – TL 141584

**SINTESIS DAN KARAKTERISASI
MATERIAL BIOKOMPOSIT POLYLACTIC
ACID (PLA) BERPENGUAT SERBUK
TULANG SAPI SEBAGAI KANDIDAT
BAHAN TULANG BUATAN**

ADVEN FN HUTAJULU
NRP 2713 100 060

Dosen Pembimbing
Dr. Sigit Tri Wicaksono S.Si., M.Si
Dr. Eng Hosta Ardhyananta, S.T., M.Sc.

DEPARTEMEN TEKNIK MATERIAL
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)



FINAL PROJECT – TL141584

**SYNTHESIS AND CHARACTERIZATION OF
POLYLACTIC ACID (PLA) COMPOSITED
WITH BOVINE BONE POWDER AS A
CANDIDATE MATERIAL FOR ARTIFICIAL
BONE APPLICATION**

ADVEN FN HUTAJULU
NRP 2713 100 060

Advisors:

Dr. Sigit Tri wicaksono S.Si., M.Si

Dr. Eng Hosta Ardhyananta, S.T., M.Sc.

DEPARTMENT OF MATERIALS ENGINEERING
Faculty of Industrial Technology
Institut Teknologi Sepuluh Nopember
Surabaya 2017

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LEMBAR PENGESAHAN

SINTESIS DAN KARAKTERISASI MATERIAL BIOKOMPOSIT PLA BERPENGUAT SERBUK TULANG SAPI SEBAGAI KANDIDAT BAHAN TULANG BUATAN

TUGAS AKHIR


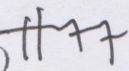
Diajukan Untuk Memenuhi Salah Satu Syarat Memperoleh Gelar
Sarjana Teknik
pada

Program Studi S-1 Departemen Teknik Material
Fakultas Teknologi Industri
Institut Teknologi Sepuluh Nopember

Oleh :

ADVEN FN HUTAJULU
NRP. 2713 100 060

Disetujui oleh Tim Pembimbing Tugas Akhir :

1. Dr. Sigit Tri Wicaksono S.Si., M.Si. .  (Pembimbing I)
2. Dr. Eng Hosta Ardhyanta, S.T., M.Sc. (Pembimbing II) 



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

SINTESIS DAN KARAKTERISASI MATERIAL BIOKOMPOSIT PLA BERPENGUAT SERBUK TULANG SAPI SEBAGAI KANDIDAT BAHAN TULANG BUATAN

Nama Mahasiswa : Adven FN Hutajulu
NRP : 2713100060
Departemen : Teknik Material
Dosen Pembimbing : Dr. Sigit Tri Wicaksono S.Si., M.Si.
Dr.Eng Hosta Ardhyananta ST, M.Sc

ABSTRAK

Tulang buatan berfungsi sebagai pengganti tulang rusak yang dapat diimplantasikan kedalam tubuh tanpa adanya penolakan dari tubuh. Salah satu material yang dapat digunakan dalam aplikasi ini adalah material Polylactic acid (PLA) yang dapat digunakan dengan aplikasi 3D printing. Dalam penelitian ini, PLA as receive (AR) dikompositkan dengan serbuk tulang. Penambahan serbuk tulang sapi pada penelitian ini dibedakan dengan prosentase 10%wt, 20%wt, 30%wt, 40%wt dan 50%wt. Dengan pengujian FTIR, diketahui bahwa tulang sapi dan PLA-AR tidak berikatan secara kimia, sedangkan dengan pengujian XRD, tidak ditemukan fasa baru. Pengujian SEM membuktikan bahwa serbuk tulang tersebar di dalam PLA-AR mengisi pori pori PLA-AR. Dengan pengujian kekerasan, diperoleh hasil bahwa penambahan serbuk tulang menghasilkan nilai kekerasan yang semakin meningkat. Sedangkan dengan pengujian Direct Mechanical Analysis (DMA) diperoleh hasil bahwa nilai kekuatan material menurun seiring dengan penambahan serbuk tulang sapi. Hal ini ditandai dengan penurunan nilai tensile strength. Sedangkan nilai elongation at break berfluktuatif. Pengujian antibakteri dilakukan dengan bakteri gram positif, Bacillus Cereus dan bakteri gram negatif, Escherichia Coli. Dari pengujian ini diketahui bahwa material komposit PLA/tulang sapi tidak memiliki sifat tahan bakteri.

Kata kunci: *Polylactic acid (PLA), tulang sapi, komposit.*

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

SYNTHESIS AND CHARACTERIZATION OF PLA COMPOSITED WITH BOVINE BONE POWDER AS A CANDIDATE MATERIAL FOR ARTIFICIAL BONE

Name of student : Adven FN Hutajulu
NRP : 2713100060
Department : Teknik Material
Advisors : Dr. Sigit Tri Wicaksono S.Si., M.Si.
Dr.Eng Hosta Ardhyananta ST, M.Sc

Abstract

Artificial bone serves as a substitute for damaged bone that can be plantized into human body without any rejection. Polylactic acid (PLA) can be used as a material to produce artificial bone using 3D printing application. In this study, PLA as receive (AR) was composited with bovine bone powder. The addition of bone powder was distinguished by percentage that ranged as 10%wt, 20%wt, 30%wt, 40%wt, and 50%wt. FTIR analysis showed that bovine bone powder was not chemically bonded with PLA-AR. Whereas XRD analysis proved that there was no new phase exist in the composite material. SEM analysis proved that bovine bone powder was dispersed interstitially inside the pore of PLA-AR. However, the bovine bone powder was agglomerated. Hardness testing proved that the addition of bone powder resulted in the increasing of hardness value. Using Direct Mechanical Testing (DMA) analysis, it was found that the strength of material decreased according to the decreasing of the value of tensile strength while the elongation at break was fluctuated. The material was tested bacteria to show its resistance. It was tested to positive gram bacteria Bacillus Cereus and negative gram bacteria Eschericia Coli. From this evaluation, it was known that the composite material PLA/Bovine bone powder has no anti-bacteria properties.

Keywords: *Polylactic acid (PLA), bone powder, composite,*

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

KATA PENGANTAR

Puji syukur sedalam-dalamnya penulis panjatkan ke hadirat Tuhan karena atas berkat dan tuntunannya, penulis dapat menyelesaikan penelitian Tugas Akhir berjudul **“Sintesis dan Karakterisasi Material Biokomposit Polylactic Acid (PLA) Berpenguat Serbuk Tulang Sapi Sebagai Kandidat Bahan Tulang Buatan”**.

Penelitian ini dilakukan untuk memenuhi sebagian persyaratan studi sarjana Teknik (S1) di Departemen Teknik Material, Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember, Surabaya. Dengan selesainya penelitian ini, penulis mengucapkan terimakasih banyak kepada:

1. Kedua orangtua dan keluarga penulis yang telah membantu, memberi dukungan doa, mendukung dana, serta mengingatkan penulis untuk senantiasa tekun mengerjakan penelitian ini.
2. Bapak Dr Agung Purniawan S.T., M.Eng selaku Kepala Departemen serta dosen – dosen Departemen Teknik Material yang telah mempersiapkan penulis mengerjakan penelitian ini.
3. Bapak Dr.Sigit Tri Wicaksono S.Si., M.Si selaku pembimbing I dan Bapak Dr. Eng Hosta Ardhyananta S.T., M.Sc. selaku pembimbing II yang selalu sabar membimbing dan mengarahkan penulis untuk mengerjakan penelitian ini.
4. Para laboran yang telah membantu mengujikan spesimen uji milik penulis baik di Departemen Teknik Material, Departemen Biologi, maupun Departemen Fisika ITS.
5. Teman – teman Teknik Material, dan seluruh kru - ITS Online yang selalu menyemangati penulis dalam mengerjakan penelitian ini.
6. Dan teman teman lain yang namanya tidak dapat penulis sebutkan satu persatu.

Penulis menyadari bahwa terdapat banyak kekurangan dalam proses penelitian dan penyusunan laporan ini. Untuk itu, penulis

mengharapkan kritik dan saran yang mambangun dari pembaca agar penulis dapat memperbaiki penelitian serupa di masa mendatang.

Surabaya, 11 Juli 2017
Penulis

Adven FN Hutajulu

DAFTAR ISI

LEMBAR PENGESAHAN.....	v
Abstrak.....	vii
KATA PENGANTAR	xi
DAFTAR ISI.....	xiii
DAFTAR GAMBAR.....	xvii
DAFTAR TABEL.....	xix
BAB I PENDAHULUAN	1
1.1. Latar Belakang.....	1
1.2 Rumusan Masalah.....	3
1.3 Batasan Masalah	3
1.4 Tujuan penelitian	3
1.5 Manfaat Penelitian	4
BAB II TINJAUAN PUSTAKA	5
2.1 Tulang.....	5
2.2 Sifat Fisis dan Sifat Mekanik Tulang	7
2.3 Produksi Tulang Buatan.	9
2.4 Polylactic Acid (PLA)	11
2.5 Biokeramik Hidroksiapatit (HAp)	14
BAB III METODOLOGI PENELITIAN.....	15
3.1 Bahan Penelitian	15
3.2 Alat Penelitian	18
3.3 Diagram Alir Penelitian.....	23
3.4 Prosedur Penelitian	26
3.4.1 Sintesis Tulang Sapi.....	26

3.4.2 Sintesis Dan Karakterisasi Komposit PLA/Tulang Sapi	28
3.5 Proses Pengujian.....	30
3.5.1 Pengujian FTIR	30
3.5.2 Pengujian X-Ray Diffraction (XRD)	31
3.5.3 Pengujian Scanning Electron Microscopy (SEM)	32
3.5.4 Pengujian Kekerasan Material	33
3.5.5 Pengujian Dynamic Mechanic Analysis (DMA)	33
3.5.6 Pengujian sifat anti bakteri material.....	33
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN	35
4.1 Sintesis Material Komposit PLA/Tulang sapi.	35
4.2 Hasil Pengujian FTIR.	36
4.3 Hasil Pengujian XRD	41
4.4 Analisis Scanning Electron Microscopy (SEM)	44
4.6 Analisis sifat mekanik material.....	46
4.7 Reaksi bakteri terhadap material komposit PLA/tulang sapi	49
BAB V KESIMPULAN DAN SARAN	53
5.1. Kesimpulan	53
5.2. Saran	53
DAFTAR PUSTAKA	55
LAMPIRAN.....	61
Lampiran A: JCPDS 00-054-1917.....	61
Lampiran B: JCPDS 00-009-0432.....	63
Lampiran C: Analisis DMA PLA murni.....	67
Lampiran D: Analisis DMA Komposit PLA/Tulang sapi 30%	69
Lampiran E: Analisis DMA Komposit PLA/Tulang Sapi 50%	70

Lampiran F: Nilai Uji Kekerasan Material	71
Lampiran G: Hasil XRD PLA As Received	72
Lampiran H: Hasil XRD PLA/BB 10% wt.....	75
Lampiran I: Hasil XRD PLA/BB 20% wt	78
Lampiran J: Hasil XRD PLA/BB 30% wt.....	81
Lampiran K: Hasil XRD PLA/BB 40% wt.....	85
Lampiran L: Hasil XRD PLA/BB 50% wt	88
Lampiran M: Hasil XRD Bovine Bone	91
Lampiran N: Hasil FTIR PLA As Received.....	94
Lampiran O: Hasil FTIR PLA/BB 10% wt	95
Lampiran P: Hasil FTIR PLA/BB 20% wt	96
Lampiran Q: Hasil FTIR PLA/BB 30% wt	97
Lampiran R: Hasil FTIR PLA/BB 40% wt.....	98
Lampiran S: Hasil FTIR PLA/BB 50% wt	99
Lampiran T: Hasil FTIR Bovine Bone	100
BIOGRAFI PENULIS	101

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR GAMBAR

Gambar 2. 1 Stereoisomer Asam Laktat.....	14
Gambar 3. 1 Filamen Poly-lactic acid (a) Dalam Gulungannya (b) Single Filament.....	15
Gambar 3. 2 Tulang Sapi Yang Telah Di Hancurkan	16
Gambar 3. 3 Larutan Hydrogen Peroxide 30%	17
Gambar 3. 4 Larutan Kloroform 99%	17
Gambar 3. 5 Larutan Aquades.....	18
Gambar 3. 6 Gelas Kimia	18
Gambar 3. 7 Timbangan Digital.....	19
Gambar 3. 8 Hot Plate Magnetic Stirrer	19
Gambar 3. 9 Pengaduk Kaca	19
Gambar 3. 10 Spatula	20
Gambar 3. 11 Aluminium Foil	20
Gambar 3. 12 Oven	21
Gambar 3. 13 Panci Rebus	21
Gambar 3. 14 Blender	21
Gambar 3. 15 Mesin Vibratory Sieve.....	22
Gambar 3. 16 Proses Sintesis Serbuk Tulang Sapi.....	24
Gambar 3. 17 Diagram Alir Penelitian.....	26
Gambar 3. 18 Spesimen Berbentuk Lapisan Film.....	29
Gambar 3. 19 Spesimen Uji Kekerasan.....	29
Gambar 4. 1 Grafik FTIR Polylactic Acid (PLA)	37
Gambar 4. 2 Grafik FTIR Serbuk Tulang Sapi	38
Gambar 4. 3 Grafik FTIR Sampel PLA-AR, Serbuk Tulang Sapi dan Komposit PLA/BB.....	39
Gambar 4. 4 Grafik FTIR PLA-AR, Bovine Bone dan PLA/BB 20% wt dan 50% wt	40
Gambar 4. 5 Grafik XRD Material PLA As Received	41
Gambar 4. 6 Grafik XRD Material Tulang Sapi	42
Gambar 4. 7 Grafik XRD Pengaruh Penambahan Prosentase Serbuk Tulang Sapi Terhadap PLA-AR	43

Gambar 4. 8 Hasil SEM Material PLA-AR Dengan Perbesaran (a) 500x, (b) 1000x, (c)2500x, dan (d)5000x	44
Gambar 4. 9 Hasil Uji SEM Material Komposit Dengan Perbesaran 5000 kali (a) PLA-Ar (b) PLA/BB 10% (c) PLA/BB20% (d)PLA/BB 30% (e)PLA/BB 40% (f) PLA/BB 50%	45
Gambar 4. 10 Grafik Strain vs Stress Material PLA dan Kompositnya.....	47
Gambar 4. 11 Reaksi Material PLA/Bovine Bone Terhadap Pertumbuhan Bakteri (a) E.Coli (b) B. Aureus	49

DAFTAR TABEL

Tabel 2. 1 Kandungan Mineral Tulang Manusia (Aoki,1991)	6
Tabel 2. 2 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Aoki, 1991)	8
Tabel 2. 3 Sifat Kimia dan Sifat Fisika PLA.....	13
Tabel 3. 1 Sertifikat PLA As Received.....	16
Tabel 4. 1 Tabel Pengukuran Pertumbuhan Bakteri.....	50

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

BAB I

PENDAHULUAN

1.1. Latar Belakang

Indonesia merupakan salah satu negara dengan jumlah penderita patah tulang tertinggi di Asia. Di Rumah Sakit Dr. Soetomo Surabaya, terdapat sekurang-kurangnya 300 – 400 kasus operasi bedah tulang perbulan (Istifarah, 2012). Hal ini menunjukkan setidaknya dibutuhkan penelitian tentang pembuatan tulang untuk membantu menyelesaikan masalah tulang kompleks yang membantu para dokter menghasilkan penelitian tentang pembuatan tulang buatan bagi penderita yang membutuhkan pertolongan.

Saat ini perkembangan teknologi bidang material telah banyak mempengaruhi dunia kesehatan. Salah satunya termasuk dalam perkembangan pengetahuan dan teknologi khususnya biomaterial, polimer maupun komposit. Salah satu topik yang menarik perhatian ahli material saat ini merupakan penelitian bidang biomaterial yang salah satunya melingkupi pengembangan teknologi untuk menghasilkan tulang buatan. Rekayasa jaringan tulang buatan saat ini menawarkan solusi baru untuk masalah perbaikan tulang (Liu, 2003).

Jika dibandingkan dengan prosedur pembuatan autograf dan allograf tradisional, rekayasa jaringan tulang berdasarkan sel autogeneus atau transplantasi jaringan mampu mengurangi masalah kekurangan donor, supply terbatas, dan transfer patogen serta penolakan imun. (Chapekar, 2000). Hal ini kemudian mendorong perkembangan riset sejak mulai meluasnya konsep rekayasa jaringan (Athanasίου et al, 1997).

Tulang buatan biasanya diproduksi dengan memanfaatkan matrik ekstraseluler buatan (jaringan perancah), *osteoblast* ataupun sel yang dapat menjadi *osteoblast*, faktor regulasi yang mendorong pembentukan sel, diferensiasi pertumbuhan, dan pembentukan jaringan tulang termineralisasi. Diantara contoh tersebut, perancah dengan tingkat porositas tinggi memainkan peranan yang sangat



penting pada pembentukan sel, proliferasi, maupun pembentukan 3D jaringan baru (P.X 1998)

Perkembangan dan modifikasi tulang telah lama dilakukan untuk mencapai interaksi optimal antara tubuh dengan material implantasi. Tujuan ini telah dicapai dengan perubahan topografi permukaan implan, sifat kimia, energi, dan tegangan serta komposisi material (Schmidt, et al. 2001)

Selain menggunakan material baja untuk penguat maupun pembuatan tulang, material polimer lainnya dapat digunakan dalam produksi tulang buatan. Salah satunya adalah material Polylactic acid (PLA). PLA adalah poliester alifatik termoplastik bersifat *biodegradable* dan bioaktif yang berasal dari sumber daya alam terbarukan seperti jagung, tapioka, kentang, tepung kanji dan tebu. Pada tahun 2010, konsumsi PLA menduduki urutan tertinggi kedua diantara bioplastik di seluruh dunia. Bioplastik adalah plastik atau polimer yang secara alamiah dapat dengan mudah terdegradasi baik melalui serangkaian mikroorganisme maupun oleh cuaca.

Polimer sintetis seperti PLA dan Polyglycolida (PGA) memiliki sifat mekanik yang tinggi, meski demikian, interaksinya dengan sel sangat buruk serta memiliki produk degradasi asam. (Gunatillake dan Adhikari, 2003). Meskipun demikian, penggunaan beberapa kombinasi biokeramik dan polimer, komposit yang dioptimalkan dapat memanfaatkan keuntungan dari masing-masing material yang ditambahkan dalam komposit tersebut. Selain itu dari sudut pandang biomimetik, komposit tulang sintetis harus menyerupai mimik alami tulang baik secara mekanik maupun sifat osteogenik untuk mendapatkan hasil yang maksimal.

Penggunaan material polimer dalam produksi tulang buatan harus melalui tahapan pengujian. Untuk menentukan material baru tersebut memiliki sifat biokompatibilitas dan kestabilan mekanik yang sesuai dengan kebutuhan, maka material tersebut harus dilakukan pengujian secara *in vivo* dan *in vitro*.

Pengujian *in vitro* adalah pengujian karakterisasi material dengan sifatnya ketika bersinggungan dengan material lain.

BAB I PENDAHULUAN



Pengujian *in vitro* diakui sebagai pengujian pertama untuk menguji toksisitas dan *cytocompatibility* untuk menghindari penggunaan hewan dalam menguji kesesuaian sifat racun material. Istilah biokompatibilitas biasanya salah digunakan dengan tes *in vitro*. Pengujian biokompatibilitas hanya dapat dilakukan dengan menggunakan hewan dan disebut secara *in vivo* (Richard et al, 2001).

1.2 Rumusan Masalah

Dari uraian latar belakang diatas, maka dapat ditentukan rumusan masalah sebagai berikut:

1. Bagaimana mensintesis material komposit PLA/Bovine Bone sebagai kandidat material tulang buatan dengan metode *chemical blending*?
2. Bagaimana pengaruh prosentase perbandingan serbuk tulang sapi terhadap sifat material?

1.3 Batasan Masalah

Untuk mendapatkan hasil yang optimal dan sesuai dengan yang diharapkan, maka dalam penelitian ini, batasan masalah yang diterapkan adalah sebagai berikut:

1. Tulang yang digunakan adalah tulang tengkorak kepala sapi. Sehingga sifat material dihitung sebagai sifat tulang tengkorak
2. Bahan tulang hewan yang dimanfaatkan dianggap berasal dari hewan sehat.
3. Temperatur inkubator uji anti-bakteri dianggap konstan
4. Temperatur ruangan untuk pelarutan PLA dianggap konstan.
5. Pengaruh pelarut dan jenis agar pada uji *in vitro* diabaikan.
6. Luaran manufakturing yang diharapkan adalah bahan untuk proses 3D printing.

1.4 Tujuan penelitian

Tujuan pelaksanaan penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Mensintesis material kandidat tulang buatan dari PLA dan tulang sapi.



2. Menganalisis pengaruh prosentase serbuk tulang sapi terhadap karakterisasi material PLA.

1.5 Manfaat Penelitian

Penelitian kali ini bermanfaat untuk memberikan referensi mengenai proses pembuatan material kandidat tulang buatan dengan menggunakan PLA dan tulang sapi dengan cara *chemical blending*.

BAB II

TINJAUAN PUSTAKA

2.1 Tulang

Tulang adalah bagian terpenting dari organisasi besar struktur tubuh manusia. Tulang berfungsi sebagai penopang dan memberi bentuk tubuh manusia. Ahli ahli biomaterial sains dan biomedis saat ini banyak menawarkan peluang baru bagi perkembangan jaringan tubuh manusia.

Beberapa saintis biologi dan fisika mengilustrasikan bahwa aliran intersitial cairan tubuh menstimulasikan difusi sel sel tulang dari *piezoelectricity* serta menginvestigasikan potensi pemanasan, tegangan mekanik dan regangan cair.

Mineral tulang merupakan komponen anorganik tulang, sedangkan kolagen merupakan komponen anorganiknya. Jaringan tulang menyediakan beberapa mineral antara lain kalsium (Ca) dan fosfor (P). Ketika diperlukan tulang akan melepaskan mineral kedalam darah sehingga tercipta keseimbangan mineral dalam tubuh.

Sementara serat kolagen pada tulang memberikan tulang kemampuan untuk membengkok dan meregang. Kombinasi tersebut yaitu serat kolagen dan mineral anorganik memberikan sifat mekanik yang dibutuhkan oleh tulang sebagai penyangga tubuh dan pendukung gerakan.

Tulang alami pada manusia memiliki dua komposisi utama yaitu 30% zat organik dan 70% zat anorganik (Aoki, 1991). Komposisi tulang organik terdiri atas sel osteoblas, osteosit, dan osteoklas. Komposisi tulang anorganik terdiri dari beberapa komponen yaitu protein kolagen, glikosaminoglikan, dan mineral yang kebanyakan terdiri dari senyawa kalsium fosfat (hidroksiapatit), (Aoki, 1991).

Kandungan mineral pada tulang manusia bermacam macam. Yang paling banyak merupakan mineral kalsium yang membuat tulang bersifat keras namun sangat rapuh. Kandungan



mineral tulang manusia beserta prosentase jumlahnya dapat dilihat pada Tabel 2.1.

Tabel 2. 1 Kandungan Mineral Tulang Manusia (Aoki,1991)

Elemen Mineral	Kandungan (%)
Ca	34.00.00
P	15.00
Mg	00.50
Na	0,055556
K	00.20
C	0,083333
CL	00.20
F	00.08
Residu	47.62

Selain itu, tulang merupakan jaringan keras pada vertebrata yang sangat penting. Tulang atau sistem rangka memberikan dukungan dan penopang bagi tubuh. Tulang juga mampu memberikan bentuk tubuh dan melindungi jaringan jaringan lunak di dalam tubuh manusia.

Tulang memiliki jenis dan variasi yang memungkinkan mereka untuk melakukan banyak tugas. Perbedaan fungsi tersebut menyebabkan tulang memiliki jenis, struktur serta komposisi yang berbeda. Jenis tulang pada manusia dibedakan menjadi dua, yaitu tulang rawan dan tulang keras.

Tulang rawan tersusun dari sel sel tulang rawan yang bersifat lentur. Ruang antar sel tulang rawan banyak mengandung zat perekat dan sedikit zat kapur.



Tulang rawan banyak terdapat pada tulang anak kecil, sedangkan pada orang dewasa, banyak terdapat pada ujung tulang rusuk, hidung dan telinga. Apabila anak-anak mengalami patah tulang proses rehabilitasi berlangsung relatif cepat. Hal ini dikarenakan pada anak-anak masih banyak memiliki tulang rawan, sehingga bila patah akan sangat mudah untuk menyambung kembali.

Tulang keras dibentuk oleh sel pembentuk tulang (osteoblast). Ruang antar sel tulang keras banyak mengandung zat kapur sedikit zat perekat sehingga bersifat keras. Dalam tulang keras terdapat saluran havers yang didalamnya terdapat pembuluh darah yang berfungsi mengatur kehidupan sel tulang. Tulang keras berfungsi untuk menyusun sistem rangka.

2.2 Sifat Fisis dan Sifat Mekanik Tulang

Tulang merupakan sebuah material komposit yang terdiri dari matriks kolagen yang diperkuat oleh kristal hidroksiapatit. Kristal hidroksiapatit disusun oleh apatit. Tulang terdiri dari suatu struktur selular yang berpori (tulang ringan/tulang kancellous) yang diselubungi oleh suatu kulit yang lebih padat.

Biomaterial ortopedis mengalami perkembangan yang sangat pesat dalam mengembalikan kemampuan mobilitas dan kualitas hidup jutaan orang setiap tahunnya. Implan ortopedis termasuk implan rekonstruktif, produk manajemen retakan, produk arthroskopi, produk stimulasi elektro, dan produk pengecoran. Produk-produk ini biasanya digunakan untuk fiksasi retakan tulang, atau pengganti sendi. Biomaterial komposit didasarkan pada komposisi utama material jaringan tulang yaitu 60% mineral, 30% matriks kolagen, dan 10% air (Bhat SV, 2002).

Permasalahan yang umum terjadi pada jaringan keras adalah patah tulang. Patah tulang (*fracture*) adalah retaknya tulang yang biasanya disertai dengan cedera di jaringan sekitarnya. Teknik yang masih dilakukan pada teknologi operasi bedah sebelumnya adalah penyambungan tulang dengan memasang pelat logam.



Sifat mekanik tulang berupa porositas dan kerapatannya bervariasi dan bergantung pada lokasi, pembebanan di daerah tersebut. Kerapatan menentukan kekuatan dan kelakuan tulang yang tumbuh berkembang untuk menahan tubuh yang ada (Smallman, 2007). Sifat mekanik tulang dapat dilihat pada Tabel 2.2.

Tabel 2. 2 Sifat Mekanik Tulang Manusia (Aoki, 1991)

Karakteristik	Tulang Kortikal	Tulang Kancelous	Tulang gigi
Modulus (Gpa)	17.7 - 27	00.04	11.00
Kekuatan Tarik (Mpa)	45 - 175	07.04	40 - 275
Kekuatan Tekan (Mpa)	30 - 160	-	90 - 300
Kekerasan (VHN)	85 - 89	-	71
Porositas (%)	05-10j	75 - 95	-
Densitas (g/cm ³)	3.1 – 3.2	-	01.09

Kesuksesan luar biasa dalam biomaterial ortopedis adalah contoh yang paling baik dalam pasar dunia dimana pada 2002, pemasarannya mencapai 14 juta dolar dengan pertumbuhan tahunan mencapai sembilan persen. Penjualan global produk manajemen retakan mencapai 1.5 juta dolar pada tahun 2000 dimana ternyata sekitar 12 juta dolar telah dihabiskan untuk penggantian sendi.

Biomaterial ortopedis biasanya terbatas pada material dengan aplikasi tahanan beban siklis. Meskipun metal, polimer,

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



dan keramik dapat digunakan dalam ortopedis, hanya metal yang selama bertahun-tahun memiliki sifat-sifat material yang sesuai seperti kekuatan yang tinggi, kelenturan, ketahanan patah, kekerasan, ketahanan korosi, memiliki sifat mampu bentuk, dan biokompatibilitas yang dibutuhkan dalam *total joint arthroplasty (TJA)*.

Pengembangan biomaterial baru untuk tujuan ortopedis, memiliki tantangan kualitas yang sama dengan semua proses implant lainnya. Yang pertama adalah material yang digunakan tidak dengan kurang baik mempengaruhi lingkungannya. Dan yang kedua adalah material harus tidak dipengaruhi oleh jaringan utama dan cairannya.

2.3 Produksi Tulang Buatan.

Dalam membuat kerangka yang baik untuk mengisi bagian tulang yang hilang, dapat dilakukan dengan menggabungkan setidaknya 30 persen tulang alami yang dihaluskan dan dicampur dengan plastik spesial buatan manusia. Campuran ini kemudian dapat dibentuk tiga dimensi dengan *3D Printer*.

Konsep *3D printer* sudah menjadi topik yang hangat dibicarakan saat ini. Topik ini menjadi bagian dari industri produk biomaterial dimana beberapa peneliti melakukan berbagai inovasi peralatan medis dengan menggunakan *3D printer*. Untuk aplikasi *3D printer* bidang ortopedis, tulang buatan dapat diproduksi dengan menggunakan material biopolimer. Salah satu material biopolimer termoplastik yang dapat digunakan adalah *Polylactic Acid (PLA)*.

Konsep plastik biodegradable adalah topik yang sangat menarik dalam penyelesaian masalah ortopedis. Terdapat dorongan tinggi bagi para peneliti untuk menghasilkan material biologis terdegradasi tanpa menghasilkan polusi lingkungan untuk menggantikan tradisional plastik berbahan dasar minyak.

Dari sekian banyak polimer terdegradasi, *polylactic acid (PLA)*, biasa disebut polilaktit, poliester alifatik dan termoplastik biokompatibel, kini sedang hangat-hangatnya dikembangkan



sebagai salah satu material dengan prospek pengembangan yang sangat cerah. PLA secara komersial dapat digunakan untuk mengontrol drug release, komposit implantasi, dan perbaikan bagian tulang. (Nampoothiri,2010)

Terdapat beberapa keuntungan menggunakan PLA yakni sebagai berikut:

1. Ramah lingkungan-PLA bersifat *biodegradable*, dapat di daur ulang, dan dapat dikompositkan.
2. Proses produksinya memanfaatkan karbon dioksida. Keberlanjutan dan sifat ramah lingkungan membuat PLA menjadi salah satu biopolimer yang sangat menarik.
3. Biokompatibilitas PLA sangat cocok digunakan sebagai material biologis yang dapat digunakan untuk makhluk hidup.

Biomaterial didefinisikan sebagai material yang berasal dari bahan alami atau buatan manusia yang berfungsi untuk pengganti jaringan tubuh dan mampu berinteraksi dengan sistem biologis. Dua kriteria penting sebuah biomaterial adalah harus memenuhi *biocompatibility* dan *biofunctionality*.

Sifat biokompatibilitas, yaitu kemampuan suatu material untuk bekerja selaras dengan tubuh tanpa menimbulkan efek lain yang berbahaya. Sementara pada sifat biofungsional, yaitu kemampuan suatu material untuk dapat digunakan dalam proses fisiologi atau sebagai struktur pengganti dalam sistem tubuh. Biomaterial adalah ilmu yang memiliki unsur kedokteran, biologi, kimia, teknik jaringan dan ilmu material.

Persyaratan lain yang juga harus diperhatikan biomaterial sebagai material implantasi adalah material yang ideal dan kombinasi yang ideal dan kombinasi material tersebut harus menunjukkan sifat sebagai berikut:

1. Komposisi kimia yang cocok untuk menghindari reaksi merugikan yang terjadi pada jaringan tubuh.
2. Ketahanan yang baik terhadap degradasi
3. Ketahanan yang baik untuk mempertahankan siklus daya tahan pembebanan
4. Modulus yang rendah untuk meminimalisasi bone reseption.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



5. Ketahanan pemakaian yang tinggi untuk meminimalisasi *wear-debris generation*.

Penggunaan biomaterial yang biokompatibel tergantung pada aplikasinya. Pemilihan material, desain, dan proses pembuatan yang harus tepat. Meskipun kesempurnaan desain dan proses pembuatan penting, material yang dipilih harus memenuhi sifat yang dipersyaratkan dan harus biokompatibel. Kombinasi pengaruh faktor mekanik dan kimia seringkali bisa berakibat serius seperti dapat menimbulkan fatik, korosif, keausan ataupun patahan.

Pengembangan teknologi implantasi pada operasi tulang bedah saat ini telah menggunakan biomaterial sintesis sebagai bahan rehabilitasi jaringan tulang yang diharapkan dapat meningkatkan pertumbuhan sel sel yang akan melanjutkan fungsi daur ulang jaringan yang digantikan. Kebanyakan biomaterial sintesis yang digunakan untuk implantasi adalah material umum. Material umum dibagi menjadi beberapa kategori yaitu logam, keramik, polimer dan komposit. Biomaterial merupakan material yang sangat banyak digunakan untuk implantasi.

Untuk melakukan riset tulang buatan terdapat beberapa kandidat tulang yang berasal dari mamalia. Al Pearce menjelaskan dalam review risetnya, beberapa tulang binatang yang dapat dilakukan untuk menjadi kandidat pengujian komposit tulang adalah anjing, domba, kambing, babi, dan kelinci.

Beberapa percobaan telah dilakukan untuk mendapatkan hasil yang maksimal pada penelitian implantasi tulang dengan perubahan yang terjadi pada permukaan tulang tersebut. Hal ini dapat direalisasikan dengan penelitian mengenai topografi kimia, energi dan komposisi bagian dalam material, Schmidt et al (2001).

2.4 Polylactic Acid (PLA)

Poly (lactic acid) (PLA) merupakan jenis polimer biokompatibel dan biodegradabel yang mampu digunakan dalam aplikasi biomedik (Hao, 2013). PLA memiliki sifat mekanik yang padat, kekuatan yang tinggi serta sifat yang rapuh. PLA adalah



poliester alifatik yang dapat diturunkan 100 % dari sumber daya alam terbarukan. PLA $[(C_3H_4O_2)_n]$ sudah diakui oleh US Food and Drug Administration (FDA) untuk kontak langsung dengan cairan biologis.

Empat keuntungan utama PLA adalah kemampuannya untuk diperbaharui, biokompatibilitas, kemampuan proses, dan hemat energinya (Rasal, 2010). PLA juga merupakan polimer sintesis yang dibuat dari asam laktat ($C_3H_6O_3$) dan diproduksi dari fermentasi sumber sumber pertanian. Material ini diturunkan dari jagung dan beras yang dapat mengurangi krisis energi dan mengurangi ketergantungan terhadap minyak fosil.

PLA dan produk degradasinya tidak bersifat karsinogen di dalam tubuh. Karenanya, material ini sangat cocok untuk aplikasi biomedik termasuk dalam pembuatan benang operasi, klip, maupun *drug delivery system* atau sistem pengantar obat dalam tubuh manusia. PLA dapat diproses dengan cetakan lapisan, ekstrusi, molding, maupun fiber spinning. Hal ini dimungkinkan karena PLA memiliki sifat mampu proses panas jika dibandingkan dengan biomaterial lainnya (Rhim et al, 2006).

Selain itu, PLA juga memiliki tingkat degradasi yang cukup lama melalui proses hidrolisis. Proses ini terkadang memerlukan waktu bertahun tahun sehingga menghalangi kemampuannya sebagai material biomedik dan sebagai pembungkus makanan (bergsma et al., 1995). Disamping itu, PLA juga sangat rapuh dengan kemampuan elongasi kurang dari 10% ketika patah. Meski demikian, untuk aplikasi dengan kebutuhan kemampuan mekanik, material ini harus dimodifikasi terlebih dahulu (Rasal & Hirt, 2009).

Material PLA bersifat hidrofobik dan mampu menghasilkan radang dari jaringan hidup disekitarnya. Hal ini terjadi karena daya afinitasnya sangat rendah terhadap sel ketika digunakan sebagai material jaringan buatan. Kekurangan lain PLA dalam produksi skala besar industri adalah sifat terbatasnya pada penghalang gas yang menghalanginya untuk dimanfaatkan pada

BAB II TINJAUAN PUSTAKA



sektor industri seperti menjadi material pembungkus (Singh et al., 2003).

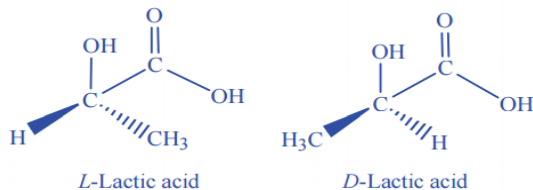
Meski demikian, para peneliti telah banyak mengembangkan beberapa metode berbeda untuk memodifikasi permukaan maupun bagian besar PLA, termasuk aplikasinya bersamaan dengan komponen lain, kontrol energi permukaan termasuk kekasaran permukaan sesuai dengan kebutuhan aplikasi spesifik. Beberapa sifat kimia dan fisika material PLA diringkas dalam Tabel 2.1

Tabel 2. 3 Sifat Kimia dan Sifat Fisika PLA

Sifat	PDLA	PLLA	PDLLA
Solubilitas	Semua larut dalam benzene, chloroform, acetonitrile, tetrahydrofuran (THF), dioxane, dan hidrokarbon alifatik.		
Struktur kristalin	kristalin	Hemikristalin	Amorphous
Temperatur leleh (T_m)/°C	~180	~180	Bervariasi
Temperatur transisi Kaca (T_g)/°C	50 – 60	55 – 60	Bervariasi
Temperatur dekomposisi/°C	~200	~200	185 – 200
Elongasi pada saat retak/ (%)	20 - 30	20 – 30	Bervariasi
Kekuatan Patah / (g/d)	4.0 – 5.0	5.0 – 6.0	Bervariasi
Hal-Life pada cairan normal 37°C	4 – 6 Bulan	4 – 6 Bulan	2 – 3 Bulan



Asam L-lactic dan asam D-lactic adalah dua jenis isomer asam laktat. Kedua asam ini diperlukan untuk proses sintesis PLA. Homopolimer LA adalah berupa bubuk putih pada temperatur ruangan dengan nilai T_g dan T_m sebesar 55°C dan 175°C . PLA dengan berat molekul tinggi tidak berwarna, mengkilat, bersifat kaku dan memiliki sifat yang mirip dengan polystyrene. Stereoisomer PLA ditunjukkan pada Gambar 2.1.



Gambar 2. 1 Stereoisomer Asam Laktat.

2.5 Biokeramik Hidroksiapatit (HAp)

Komposit merupakan material yang terbentuk dari dua atau lebih jenis material yang berbeda. Material komposit menyatukan sifat keunggulan dan kekurangan masing masing material sehingga memiliki sifat biomaterial yang lebih baik. Untuk membuat tulang buatan, diperlukan adanya Hidroksiapatit dari salah satu kandidat penyusun komposit.

Hidroksiapatit merupakan biokeramik atau senyawa organik yang memiliki kandungan terbanyak berupa kalsium fosfat. Tulang dan gigi manusia mengandung hidroksiapatit dengan rumus kimia $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$. Komposisi hidroksiapatit dalam tulang sebesar 65 – 70 persen (Dana, 1964).

Komposisi hidroksiapatit murni sebesar 39.68% Ca dan 18.54% P. Perbandingan, Ca/P sebesar 2.151, perbandingan molar Ca/P sebesar 1.67, dan titik leleh sebesar 1670°C (Yildirim, 2004). Sifat sifat biokeramik hidroksiapatit adalah berpori, terserap tulang, tidak korosi, inert, dan tahan aus.

BAB II TINJAUAN PUSTAKA

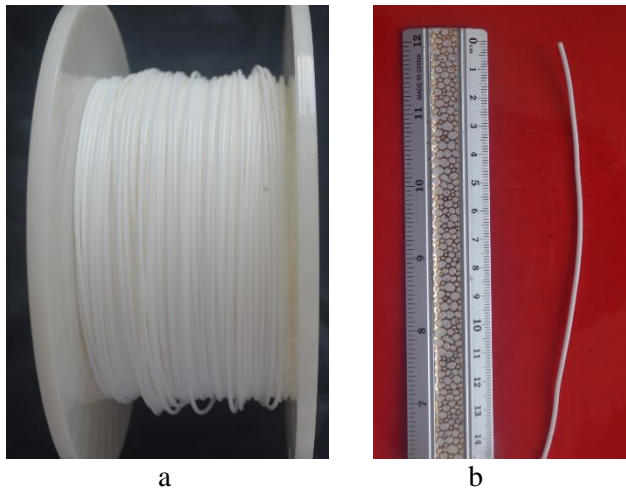
BAB III METODOLOGI PENELITIAN

3.1 Bahan Penelitian

Adapun bahan bahan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Polylactic Acid (PLA)

PLA merupakan matriks yang digunakan dalam penelitian ini. PLA yang digunakan merupakan PLA *as receive* (AR) filamen berdiameter 1.75 mm berwarna putih. Material ini diproduksi oleh NatureWorks LL dengan menggunakan resin spesifik 4032D. Material PLA yang digunakan dipotong – potong kecil dan kemudian dikompositkan dengan serbuk tulang sapi. PLA dalam penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.1



Gambar 3. 1 Filamen Poly-lactic acid (a) Dalam Gulungannya (b) Single Filament.

PLA yang digunakan dalam material ini memiliki *property* seperti yang ditunjukkan oleh Tabel 3.1.

**Tabel 3. 1** Sertifikat PLA As Received

Sifat	Metode Test	Satuan	Nilai Uji
Density	D1505	g/cc	1.24
Tensile Strength	D882	KPsi	1521
Tensile Modulus	D882	KPsi	500 550
Elongation at Break	D882		180 100
Melting Point	D3418	°C	155~170
Glass Transition temperature	-	°C	55~60
Elmendorf Tear	D1922	g/mil	1714

2. Serbuk tulang sapi (Bovine Bone)

Serbuk tulang sapi yang digunakan dalam penelitian ini digunakan sebagai *filler* untuk campuran komposit. Tulang sapi diperoleh dari rumah penjalagan di Surabaya. Tulang yang digunakan merupakan tulang sapi dewasa berumur empat tahun. Bagian yang digunakan merupakan tulang tengkorak kepala sapi.

**Gambar 3. 2** Tulang Sapi Yang Telah Di Hancurkan

BAB III METODOLOGI PENELITIAN



3. Larutan H_2O_2

Larutan *Hydrogen Peroxide* (H_2O_2) merupakan cairan berwarna bening, agak lebih kental daripada air, dan merupakan oksidator kuat. Larutan ini digunakan untuk membersihkan tulang dari pengotor, lemak lemak, serta membunuh bakteri yang ada dalam tulang. Larutan ini diperoleh dengan konsentrasi 30% dari SAP Chemical Surabaya.



Gambar 3. 3 Larutan Hydrogen Peroxide 30%

4. Larutan Chloroform (CHCl_3)

Cairan pelarut kloroform (CHCl_3) merupakan salah satu material yang dapat melarutkan PLA. Cairan ini digunakan dalam persentase 99% dan diperoleh dari SAP Chemicals Surabaya.



Gambar 3. 4 Larutan Kloroform 99%

3. Aquades

Aquades digunakan untuk membersihkan tulang dari semua pengotor maupun untuk merendam spesimen untuk



memastikan spesimen steril. Cairan ini berwarna bening dan diperoleh dari SAP Chemicals Surabaya.



Gambar 3. 5 Larutan Aquades

3.2 Alat Penelitian

Adapun peralatan yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebagai berikut:

1. Gelas Kimia.

Gelas kimia digunakan untuk mencampur melarutkan PLA dalam cairan pelarut kloroform serta mencampurkan tulang pada PLA. Gelas kimia yang digunakan dalam penelitian ditunjukkan dengan Gambar 3.6



Gambar 3. 6 Gelas Kimia

2. Timbangan digital

Timbangan digital (Digital Pocket Scale) digunakan untuk menimbang massa bahan campuran. Timbangan digital yang digunakan dalam penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.7



Gambar 3. 7 Timbangan Digital

3. Hot Plate Magnetic Stirrer

Hot plate magnetic stirrer digunakan sebagai alat pengaduk untuk melarutkan PLA dalam larutan kloroform serta mencampurkan tulang dalam PLA cair. Hot plate magnetic stirrer dalam penelitian ini merupakan jenis *thermoscientific stirrer* dijelaskan oleh Gambar 3.8



Gambar 3. 8 Hot Plate Magnetic Stirrer

4. Pengaduk Kaca

Pengaduk kaca berfungsi untuk membantu menghomogenkan larutan. Pengaduk dalam penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.9



Gambar 3. 9 Pengaduk Kaca



5. Spatula

Spatula digunakan untuk membantu mengambil bahan berbentuk bubuk serta membantu proses pelarutan dan penuangan cairan pada cetakan. Spatula dalam penelitian ini ditunjukkan oleh Gambar 3.10



Gambar 3. 10 Spatula

6. Aluminium Foil

Aluminium foil digunakan untuk menutup gelas kimia selama PLA dilarutkan dalam Kloroform supaya Kloroform tidak menguap selama proses berlangsung. Aluminium foil yang digunakan dalam penelitian ini direpresentasikan oleh Gambar 3.11



Gambar 3. 11 Aluminium Foil

7. Oven

Oven listrik MOT-600 Maspion digunakan sebagai alat bantu proses *drying* dalam sintesis serbuk tulang dan material komposit. Oven dalam penelitian ini diilustrasikan oleh Gambar 3.12



Gambar 3. 12 Oven

8. Panci rebus

Digunakan untuk merebus tulang sapi selama proses pembersihan material. Panci yang digunakan dalam penelitian ini diilustrasikan oleh Gambar 3.13



Gambar 3. 13 Panci Rebus

9. Blender

Blender digunakan untuk menghaluskan ukuran tulang menjadi ukuran mikron. Blender dalam penelitian ini Merk Cosmos CB-175 ditunjukkan oleh gambar seperti pada Gambar 3.14



Gambar 3. 14 Blender



10. Cetakan spesimen

Cetakan yang digunakan untuk membuat spesimen dalam penelitian ini adalah berupa kaca pipih untuk membentuk spesimen tipis serta cetakan aluminium berbentuk kotak untuk membuat spesimen berbentuk kotak. Spesimen yang telah dicetak kemudian digerinda untuk membentuk spesimen kotak yang siap diuji.

11. Mesin Vibratory Sieve

Mesin vibratory sieve digunakan untuk menyaring serbuk tulang untuk mendapatkan tulang dengan ukuran terkecil. Sieving yang digunakan dalam penelitian ini mencapai ukuran 40 μ m.



Gambar 3. 15 Mesin Vibratory Sieve

12. Mesin Uji Scanning Electron Microscopy (SEM)

Mesin uji SEM digunakan untuk mengamati morfologi permukaan dan porositas komposit PLA/tulang sapi. Mesin SEM yang digunakan adalah tipe Phenom Pro X, milik Laboratorium Karakteristik Material Departemen Teknik Material ITS.

13. Mesin X-Ray Diffraction (XRD)

Digunakan untuk melihat morfologi serta unsur unsur yang terbentuk pada komposit PLA/BB. Mesin yang digunakan adalah Mesin XRD PANalytical milik laboratorium Karakterisasi Material di Departemen Teknik Material ITS.



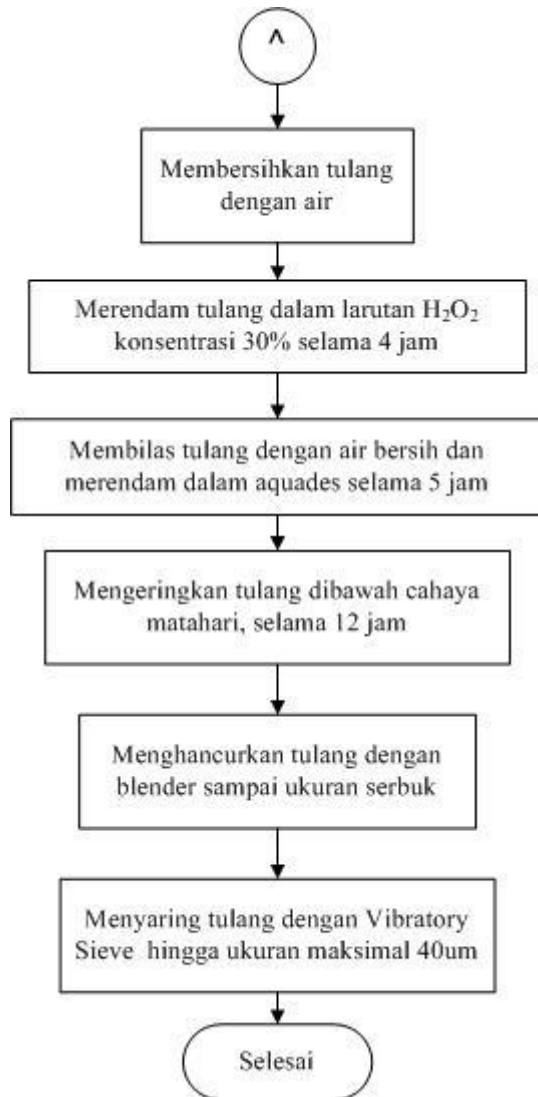
14. Mesin uji Fourier Transform infrared Spectroscopy (FTIR)

Mesin FTIR digunakan untuk mengamati rantai dan gugus fungsi pada komposit PLA/Bovine Bone. Uji FTIR menggunakan instrumen Thermo Scientific Nicolet IS 10 milik Laboratorium Karakterisasi di Jurusan Teknik Material ITS.

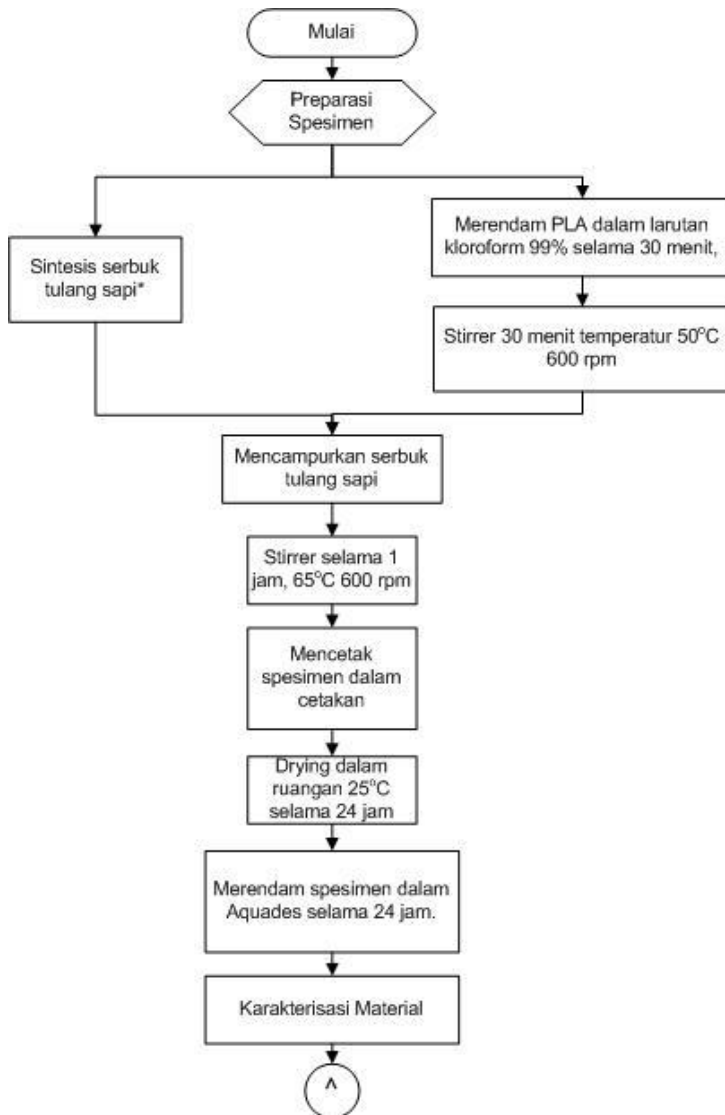
3.3 Diagram Alir Penelitian

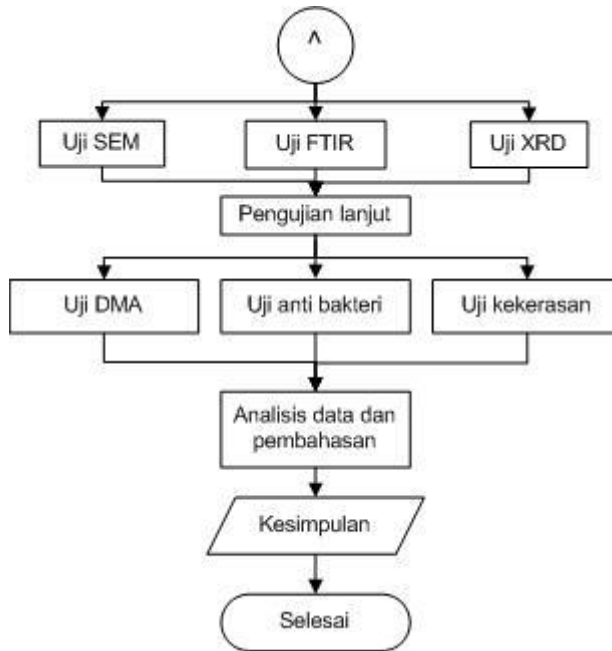
Untuk mempermudah penelitian, maka dibuat diagram perencanaan proses kerja secara sistematis. Urutan proses kerja dibagi menjadi dua yakni sintesis serbuk tulang sapi yang dijelaskan oleh Gambar 3.16 dan proses penelitian yang dijelaskan oleh Gambar 3.17





Gambar 3. 16 Proses Sintesis Serbuk Tulang Sapi





Gambar 3. 17 Diagram Alir Penelitian

Gambar 3.17 menjelaskan diagram alir penelitian mulai dari preparasi hingga analisis data dan pengambilan kesimpulan. Proses sintesis serbuk tulang sapi dijelaskan oleh diagram alir pada Gambar 3.16.

3.4 Prosedur Penelitian

3.4.1 Sintesis Tulang Sapi

Menurut Schimandle dan Boden, (1994), pemilihan jenis binatang meliputi beberapa faktor yakni biaya, ketersediaan, penerimaan lingkungan social, dan kemudahan dalam mengurus binatang pilihan. Dalam hal ini, penelitian ini memutuskan menggunakan tulang sapi karena kemudahan mendapatkan bahan



serta biaya yang dapat dijangkau. Selain itu, tulang sapi dipilih Karena tulang sapi dapat digunakan sebagai bahan penguat material polyester untuk meningkatkan sifat material sebagai aplikasi biomaterial (Oladele, 2014).

Tulang sapi yang digunakan dalam penelitian ini adalah tulang sapi dewasa berumur kisaran 4 tahun. Dalam penelitian ini, tulang yang digunakan adalah tulang tengkorak sapi yang terdiri dari tulang parietal, *squamous temporal bone*, *frontal bone*, dan *occipital condyle*. Tulang tengkorak tersebut dihancurkan dengan menggunakan mesin tekan (*compressive strength machine*).

Tulang yang sudah dihancurkan kemudian dibersihkan dari sisa jaringan lunak berupa otot dan ligamen. Untuk menghilangkan lapisan lemak yang tersembunyi di dalam tulang, tulang direbus dalam air temperature 100°C selama 4 jam sambil membersihkan lemak yang telah mencair. Proses perebusan dilakukan berulang ulang sampai lemak tidak tampak pada tulang.

Selanjutnya, ukuran tulang diperkecil dengan menggunakan palu. Tulang yang sudah lebih kecil dibilas berkali-kali dengan air bersih. Untuk memastikan tulang benar - benar bersih, tulang kemudian direndam pada cairan hidrogen peroksida (H_2O_2) dengan konsentrasi 30% selama 4 jam. Larutan ini berfungsi sebagai oksidator untuk mengoksidasi pengotor - pengotor pada lapisan permukaan tulang sekaligus membunuh bakteri - bakteri yang melekat pada tulang.

Setelah perendaman dalam H_2O_2 , tulang kemudian dibilas berkali kali untuk membersihkan sisa sisa cairan H_2O_2 . Kemudian, tulang yang dibilas direndam dalam aquades selama 5 jam.

Tulang kemudian dikeringkan dan dijemur dibawah cahaya matahari selama 12 jam. Hal ini bertujuan supaya tulang benar – benar kering dan siap untuk dihaluskan. Untuk memperkecil ukuran, tulang kemudian di blender berulang – ulang, kemudian disaring dengan mesin sieving vibrator.

Serbuk tulang disaring dengan frekuensi 10Hz selama 20 menit. Dari mesin sieving, diperoleh serbuk tulang dengan ukuran



– ukuran tertentu. Tulang yang selanjutnya digunakan dalam penelitian ini adalah tulang dengan ukuran tidak lebih dari 40um.

3.4.2 Sintesis Dan Karakterisasi Komposit PLA/Tulang Sapi

Proses sintesis dan karakterisasi material komposit PLA/Bovine Bone dimulai dengan melelehkan filamen PLA *as receive* (AR). Proses pelelehan filamen dipilih karena alasan lebih mudah dilakukan dan dengan harga yang lebih murah. Material PLA yang digunakan adalah material PLA-AR putih berbentuk filamen dengan diameter 1.75 mm. Material ini terlebih dahulu dipotong – potong menjadi berbentuk pellet dengan panjang kurang lebih 1 cm.

PLA-AR dengan ukuran yang lebih kecil kemudian direndam dalam cairan pelarut kloroform dengan konsentrasi 99%. PLA direndam dalam gelas uji dan ditutup dengan aluminium foil untuk mengurangi proses penguapan kloroform. PLA-AR direndam selama 30 menit.

Setelah pellet PLA-AR meleleh, maka PLA-AR kemudian diaduk dalam *magnetic stirrer* dengan temperatur 50°C serta putaran 600 rpm selama 30 menit. Setelah itu, serbuk tulang sapi berukuran tak lebih dari 40um kemudian ditambahkan dalam larutan.

Proses pengadukan campuran kemudian dilanjutkan dengan temperature 55°C selama 1 jam dengan kecepatan 600 rpm. Dalam hal ini, temperature pengadukan dinaikkan menjadi 65°C Karena titik uap kloroform adalah 61°C. Temperatur dinaikkan agar cairan kloroform lebih cepat menguap untuk mempercepat proses pembekuan.

Setelah satu jam, campuran kemudian tampak lebih kental membentuk pasta. Kemudian pasta dituang dalam cetakan. Cetakan yang digunakan berbeda beda untuk menghasilkan sampel yang berbeda juga. Terdapat dua jenis bentuk spesimen yang digunakan dalam penelitian ini.

Untuk uji mekanik dan karakterisasi material, sampel dituang dalam wadah cetakan yang pipih dengan permukaan yang



lebih luas untuk menghasilkan sampel yang pipih dan tipis. Dalam penelitian ini sampel dituang diatas plat kaca tipis dan dikeringkan dalam temperatur kamar.

Spesimen dibentuk sesuai dengan standar ASTM D638 yaitu standar untuk uji tensile material plastic. Gambar 3.18 menunjukkan bentuk spesimen yang telah diukur untuk uji tensile dengan menggunakan DMA.



Gambar 3. 18 Spesimen Berbentuk Lapisan Film

Untuk uji kekerasan, material dibentuk sesuai dengan ASTM D22400-00. Material ini dibentuk dengan ketebalan minimum 6 mm. Gambar 3.19 menunjukkan bentuk spesimen uji kekerasan.



Gambar 3. 19 Spesimen Uji Kekerasan



3.5 Proses Pengujian

3.5.1 Pengujian FTIR

Pengujian FTIR dilakukan di Laboratorium Karakterisasi Material Jurusan Teknik Material dan Metalurgi FTI-ITS Surabaya menggunakan instrumen *Thermo Scientific Nicolet IS10*. Pengujian FTIR bertujuan untuk melihat adanya gugus fungsi tertentu yang terbentuk pada spesimen uji.

Prinsip dasar pengujian FTIR adalah interaksi energi dengan suatu materi. Saat spesimen uji ditembakkan dengan sinar inframerah, atom-atom dalam spesimen uji akan bergetar atau bervibrasi sebagai akibat energi yang berasal dari sinar inframerah tidak cukup kuat untuk menyebabkan terjadinya atomisasi ataupun eksitasi elektron. Besar energi vibrasi setiap komponen molekul berbeda-beda tergantung pada kekuatan ikatan yang terdapat pada molekul.

Dalam FTIR, setiap frekuensi cahaya termasuk cahaya inframerah memiliki energi tertentu. Jika suatu frekuensi energi tertentu diserap selama ia melewati senyawa tersebut, ini menandakan bahwa energi tersebut sedang ditransfer kedalam senyawa tersebut. Energi radiasi inframerah berhubungan dengan energi yang terlibat dalam getaran ikatan senyawa. Terdapat dua istilah yang sering ditemukan dalam analisis ikatan gugus kimia material dalam analisis FTIR yakni *bond stretching* dan *bond bending*.

Dalam ikatan kovalen, atom tidak digabungkan dengan ikatan yang kaku. Dua atom digabungkan bersama karena kedua inti atom saling memiliki pasangan electron yang sama. Kedua inti dapat bervibrasi maju dan mundur serta mendekat dan menjauhi satu sama lain dalam posisi rata rata. Hal ini digambarkan sebagai *bond stretching*.

Energi yang terlibat dalam getaran ini tergantung pada panjang ikatan dan massa atom pada kedua ujung. Artinya setiap ikatan yang berbeda akan bervibrasi dalam cara yang berbeda termasuk jumlah energi yang berbeda pula.



Sama halnya seperti *stretching*, ikatan kimia material juga dapat membengkok atau *bend*. Diagram bending menunjukkan *bending* pada ikatan kimia material. Contohnya adalah ikatan H dan O pada molekul air. Efek dari hal ini adalah sudut ikatan dua atom berfluktuasi sedikit di daerah nilai rata ratanya.

Vibrasi bengkokan bergerak mengitari atom inti dan akan terus berputar sepanjang waktu. Energi yang terikut dalam bengkokan akan berbeda pada tiap tiap ikatan karena tiap ikatan akan menyerap frekuensi energi yang berbeda beda.

3.5.2 Pengujian X-Ray Diffraction (XRD)

XRD merupakan salah satu alat uji karakterisasi material yang digunakan untuk mengidentifikasi fasa yang dapat berupa unsur atau senyawa (analisis kualitatif), menentukan komposisi, memperkirakan ukuran kristal, menentukan *lattice parameter*, dan menentukan *microstrain* (analisis kuantitatif). Pengujian ini menggunakan alat XRD PANalytical dan dicocokkan dengan *Joint Committee of Powder Diffraction (JCPDS)*.

Pengujian ini menggunakan sudut difraksi sinar X antara 50°-90° dengan panjang gelombang CuK α sebesar 1.5406 Å. Karakterisasi dengan XRD menghasilkan data seperti Tabel 3.2

Tabel 3. 2. Informasi Puncak Difraksi XRD (Pratapa, 2004).

Karakter		Informasi dari material
		Identifikasi fasa Kristal
Posisi puncak (2 θ)		Struktur Kristal
		Parameter kisi
		Regangan seragam
		Identifikasi
Tinggi puncak (intensitas)		Komposisi
		Hamburan tak koheren
		Extinction
		Preferred-orientation



Lebar dan bentuk puncak	Ukuran kristal (bukan partikel atau <i>grain</i>) Distribusi ukuran
-------------------------	---

Generator bertegangan tinggi memiliki fungsi sebagai pembangkit daya sumber sinar X pada bagian tube X-ray. Sampel berbentuk serbuk yang telah dimampatkan diletakkan diatas wadah yang dapat diatur posisinya. Lalu berkas sinar X ditembak ke sampel dan didifraksikan oleh sampel, masuk ke alat pencacah. Intensitas difraksi sinar X ditangkap oleh pendeteksi dan diterjemahkan ke dalam bentuk kurva. Dalam penelitian ini, analisis difraksi sinar X digunakan untuk mengidentifikasi fasa..

3.5.3 Pengujian Scanning Electron Microscopy (SEM)

Pengujian *Scanning Electron Microscopy (SEM)* dilakukan di Laboratorium Karakterisasi Material Departemen Teknik Material ITS. Pengujian SEM dilakukan dengan mengamati morfologi sampel. Sampel yang diuji ada enam sampel yang terdiri dari PLA murni, campuran PLA dengan serbuk tulang sapi yang terbagi dalam prosentase 10% wt, 20% wt, 30% wt, 40% wt, dan 50% wt.

Cara kerja dari SEM adalah dengan menembakkan elektron ke spesimen. Elektron yang dipancarkan diperkuat oleh kumparan dan difokuskan pada satu daerah oleh *fineprobe*. Pancaran electron yang mengenai spesimen akan dihamburkan dan ditangkap oleh *backscatter electron (BSE)* dan *secondary electron detector*.

Kemudian hasilnya akan diterjemahkan di layar. Dengan adanya BSE maka akan tampak material yang memiliki berat atom lebih besar maka akan berwarna lebih terang dibandingkan material dengan berat atom yang lebih rendah. Selain pengujian SEM, dilakukan juga pengujian SEM-EDX untuk mengetahui unsur apa saja yang ada pada spesimen



3.5.4 Pengujian Kekerasan Material

Pengujian dilakukan untuk mengetahui nilai kekerasan material polimer PLA/tulang sapi. Pengujian kekerasan yang dilakukan menggunakan alat Durometer Shore D. Alat ini digunakan pada spesimen dengan ketebalan minimal 6 mm. Nilai pembebanan yang diberikan adalah 10 Kg. Pengujian dilakukan dengan standar ASTM D 22400-00. Proses pengujian dilakukan di Laboratorium Inovasi Material Departemen Teknik Material FTI ITS.

3.5.5 Pengujian Dynamic Mechanic Analysis (DMA)

Sifat mekanik material yang diuji dalam penelitian ini diperoleh dari pengujian *Dynamic Mechanical Analysis (DMA)*. DMA yang digunakan dalam penelitian ini adalah Mettler Toledo SDTA861 dengan pengukuran *shear*. Metode DMA digunakan dengan pada beban yang berosilasi pada sampel dimana deformasi pada sampel disebabkan oleh perubahan tempeatur dan tegangan yang dinamis diukur berdasarkan fungsi waktu, temperature, beban, dan frekuensi pembebanan dinamis. Langkah persiapan sampel untuk DMA adalah sebagai berikut:

- Sampel diletakkan diantara dua penjepit.
- Satu penjepit bergerak relarih cepat terhadap yang lain secara periodic seturut dengan frekuensi dari gerakan penjepit. Amplitude deformasi dimonitor dengan linear variable differential transformer (LVDT) yang dihubungkan dengan penjepit. Dari alat ini diperoleh kurva perubahan panjang yang akan terjadi pada saat perubahan fasa terhadap temperature.
- Dari hasil pengukuran menggunakan DMA diperoleh hasil *tensile strength*, *young modulus*, serta *elongation at break*.

3.5.6 Pengujian sifat anti bakteri material

Analisis sifat anti bakteri material dilakukan dengan menggunakan bakteri pathogen. Terdapat dua bakteri yang digunakan yakni bakteri gram negative *Escherichia Coli* dan



bakteri gram positif *Bacillus*. Pengujian dilakukan di Departemen Biologi ITS. Pengukuran aktivitas antibakteri dilakukan secara *in vitro* dengan metode difusi lempeng agar (*disk Diffusion Test*) (Boyd, 1995).

Sebelum melakukan pengujian, bakteri dikultur dalam media agar. Proses kultur bakteri dilakukan selama 24 jam. Untuk melakukan pengujian, mula mula dibuat larutan baku 0.5 McFarland sebagai pembanding kekeruhan biakan bakteri. Dalam larutan ini, diperkirakan jumlah bakteri yang digunakan sebanyak 1.5×10^8 CFU/ml. Larutan McFarland dibuat dengan mencampurkan 1% BaCl₂ dan 1% H₂SO₄ dengan perbandingan 0.5:0.95.

Pada tabung lain, bakteri dimasukkan sedikit demi sedikit kedalam tabung berisi larutan NaCl 0.85% dan diaduk hingga memiliki kelarutan yang sama dengan standar McFarland. Bakteri tersebut kemudian di-*swap* dengan arah berlawanan di lempeng agar.

Untuk pengujiannya, sampel PLA dilarutkan dalam kloroform sedangkan sampel tulang dilarutkan dalam larutan HCl 90%. Kertas cakram berdiameter 6 mm dicelupkan dalam larutan material yang diuji dan diletakkan di atas lempeng agar yang terlebih dahulu telah di-*swap* dengan bakteri. Adapun material yang diujikan adalah larutan PLA dengan kloroform, kloroform, larutan tulang sapi dengan HCl, larutan HCl, dan larutan PLA dan serbuk tulang dalam kloroform.

Dalam pengujian ini, dilakukan uji sebanyak dua kali untuk mengurangi *error* data pengujian. Kertas cakram yang telah diletakkan di permukaan Mueller-Hinton Agar (MHA) kemudian ditutup dengan plat kaca dan diisolasi selama 24 jam di ruangan dengan temperatur 37°C. Pengamatan dilakukan dengan mengukur diameter zona bening di sekitar kertas cakram.

BAB III METODOLOGI PENELITIAN

BAB IV

ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN

Proses pembuatan sampel komposit dengan menggunakan material Polylactic acid (PLA) sebagai matriks dan tulang sapi sebagai *filler* telah dilakukan. Dalam penelitian ini, karakterisasi dilakukan dengan uji *Scanning Electron Material (SEM)*, *X-Ray Diffraction (XRD)*, dan *Fourier Transform Infrared (FTIR)*.

Selain itu, dilakukan pula pengujian mekanik yang terdiri dari uji kekerasan material dengan menggunakan Durometer Shore D, uji kekuatan material dengan uji *Differential Mechanical Analyze (DMA)*. Sifat anti bakteri material diteliti dengan melakukan pengujian untuk melihat reaksi bakteri gram positif dan bakteri gram negatif terhadap material yang dibuat.

4.1 Sintesis Material Komposit PLA/Tulang sapi.

Sintesis material komposit yang dilakukan dalam penelitian ini diawali dengan sintesis tulang sapi. Dari proses sintesis yang telah dijelaskan dalam Bab 3 penelitian ini, diperoleh serbuk tulang sapi berwarna putih dengan ukuran tak lebih dari 40 um.

Proses sintesis komposit dilakukan dengan mencampurkan serbuk tulang sapi dengan material PLA. Proses pencampuran (*blending*) material dilakukan dengan menggunakan cairan pelarut. PLA secara umum larut dalam beberapa cairan pelarut seperti dioxane, acetonitrile, kloroform, methylene chloride, trichloroethane, dan dichloroacetic acid (Farah, 2016).

Dalam penelitian ini, PLA terlebih dahulu dilarutkan dalam pelarut kloroform. Setelah PLA larut dan berubah fase solid menjadi gel, serbuk tulang sapi kemudian ditambahkan dan diaduk hingga merata. Campuran yang sudah jadi kemudian didinginkan untuk memperoleh spesimen berbentuk lapisan tipis maupun berbentuk kotak dengan ketebalan lebih dari 6 mm.

Sintesis material berbentuk lapisan tipis digunakan untuk analisi FTIR, SEM, XRD, dan DMA. Sintesis spesimen berbentuk



kotak dengan ketebalan lebih dari 6mm digunakan untuk uji kekerasan material.

4.2 Hasil Pengujian FTIR.

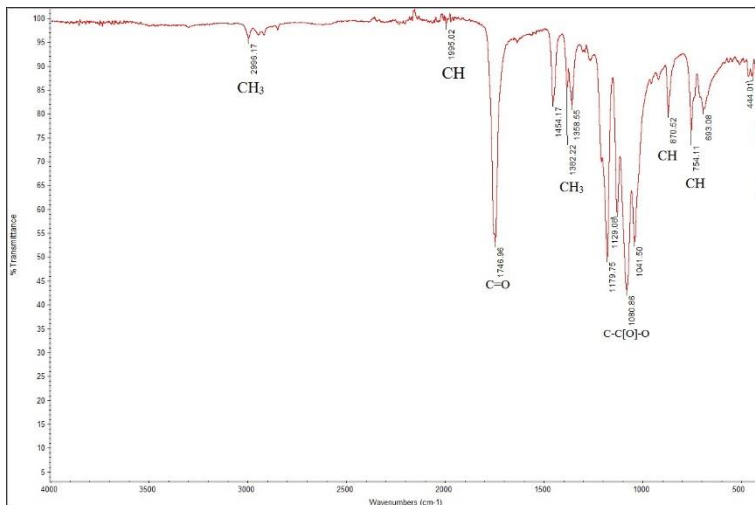
Seluruh sampel dengan perbandingan yang sudah ditetapkan, dianalisis dengan alat uji FTIR. Pengujian FTIR dilakukan untuk mengetahui gugus fungsi atau ikatan yang terbentuk pada sampel. Material yang pertama diuji adalah material PLA murni untuk memastikan bahwa material tersebut benar - benar PLA.

Dari analisis FTIR yang dilakukan, diperoleh informasi bahwa material yang digunakan memiliki beberapa puncak yang digambarkan oleh peregangannya gugus CH_3 pada rentang $3000 - 2850 \text{ cm}^{-1}$ dengan puncak gelombang 2996.17 cm^{-1} . Gugus ini termasuk dalam golongan cincin aromatic.

Selanjutnya terdapat ikatan gugus CH yang melemah pada puncak gelombang 1995.02 cm^{-1} dengan intensitas sebesar 98.597. Gugus ini juga termasuk senyawa aromatik. Selain itu terdapat pula ikatan CH_3 jenis *medium bending* dengan puncak gelombang sebesar 1382.22 cm^{-1} pada titik intensitas sebesar 85.442. Pada puncak gelombang 1746.96 cm^{-1} , terdapat peregangannya gugus ganda $\text{C}=\text{O}$ dengan intensitas yang kuat sebesar 53.00. Ini menandakan bahwa dalam material PLA, terdapat gugus *6-membered lactone* yang merupakan gugus ester. Analisis ini mirip dengan analisis yang dilakukan oleh Giita Silverajah (2012).

Dari analisis lebih lanjut, diperoleh pelebaran gugus $\text{C}-\text{C}[\text{O}]-\text{O}$ yang sangat lebar. Hal ini mencirikan karakteristik *anhydride*. Ke arah kanan grafik terdapat ikatan CH *bending* dengan tinggi puncak gelombang sebesar 870.52 dan 754.11 yang keduanya menggambarkan terbentuknya gugus *1,3 disubstitute* dan *1-2 disubstitute* dengan intensitas penyerapan yang kuat.

Berdasarkan analisis data, karakteristik PLA yang ditemukan dalam penelitian ini memiliki ciri ciri yang sama dengan penelitian Huang dan Brittain (2010) Grafik pengujian FTIR pada material PLA-AR dapat dilihat pada Gambar 4.1

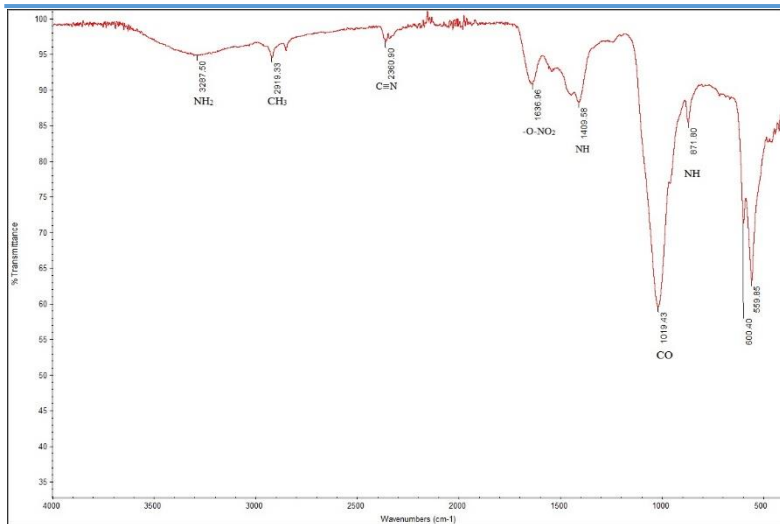


Gambar 4. 1 Grafik FTIR Polylactic Acid (PLA)

Gambar 4.1 menunjukkan hasil interpretasi PLA-AR dengan alat uji FTIR. Jika dibandingkan dengan uji FTIR pada spesimen tulang sapi, maka pada tulang sapi ditemukan gugus -gugus seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.2.

Gambar 4.2 menunjukkan grafik puncak serapan gelombang inframerah pada pengujian FTIR serbuk tulang sapi. Dari analisis data diperoleh informasi bahwa, pada puncak gelombang 3287.50 dapat diketahui bahwa pada intensitas 94.742 terdapat ikatan NH_2 *stretching*.

Gugus ini terikat secara ikatan hidrogen dan menghasilkan *secondary amides*. Pada gugus ini juga memungkinkan terbentuknya senyawa asam organik atau fenol. Asam organik lain juga mungkin terbentuk seperti alanine, lysine dan hydroxyproline. Monomer monomer ini berikatan pada ikatan peptide diantara gugus karboxyl dan grup amino.



Gambar 4. 2 Grafik FTIR Serbuk Tulang Sapi

Ikatan seperti inilah yang menyebabkan terbentuknya ikatan triple helix yang tidak terinterupsi yang menggambarkan 95 persen molekul tropokolagen dan dua domain non-helical (telopeptides) yang mengandung protein -COOH dan terminal -NH₂ (Figueiredo, 2012).

Puncak serapan lain dapat diamati pada posisi serapan 2919.33 yang menampilkan terdapatnya ikatan CH₃ *stretching*. Jenis ikatan ini terlihat jelas pada rentang 3000-2800 cm⁻¹ yang menggambarkan adanya gugus grup methylene atau ikatan alifatik. Ikatan karbon yang lain ditunjukkan oleh ikatan C≡N pada posisi 2360.90 dengan intensitas puncak sebesar 96.630. Hal ini menandakan adanya gugus alkynes pada rangkaian tulang sapi yang telah digerus.

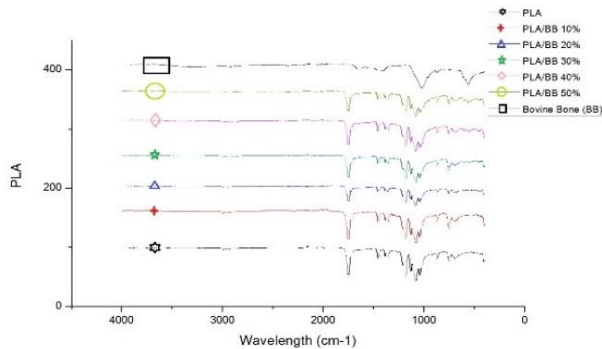
Puncak lainnya lainnya diamati pada rentang 1655 – 1610 cm⁻¹ yang tepat berada pada posisi 1636,96 cm⁻¹ dengan intensitas sebesar 90.751 menandakan adanya gugus -O-NO₂ dengan jenis *asymmetric stretching*. Ini menandakan adanya senyawa nitro organic. Terdapat beberapa puncak yang berada pada rentang

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN



fingerprint. Sehingga puncak puncak serapan yang ada dalam rentang tersebut tidak dibahas dalam penelitian ini.

Setelah mengamati grafik FTIR PLA dan serbuk tulang sapi, pengamatan lanjutan dilakukan pada material komposit PLA dan tulang sapi dengan perbandingan penambahan tulang sapi sebesar 10% Wt, 20% Wt, 30% Wt, 40% Wt, dan 50% wt.



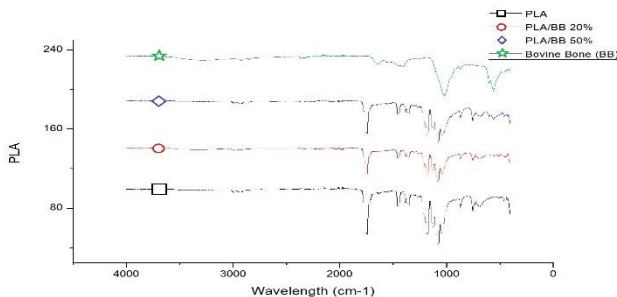
Gambar 4. 3 Grafik FTIR Sampel PLA-AR, Serbuk Tulang Sapi dan Komposit PLA/BB

Setelah adanya penambahan jumlah tulang sapi pada material ini, dapat diperhatikan pada Gambar 4.3 menunjukkan grafik FTIR sampel PLA-AR, serbuk tulang sapi dan campuran komposit PLA dan tulang sapi. Dari pencampuran tersebut dapat diamati bahwa, sangat sulit melihat adanya perubahan gugus pada spesimen dengan penambahan tulang sapi. Hal ini sangat mungkin terjadi karena puncak serapan PLA dan tulang sapi saling menutupi satu sama lain.

Jika diperhatikan, posisi puncak serapan pada titik 2919.33 pada tulang sapi dilingkupi oleh puncak serapan pada titik 2996.17 pada PLA. Hal yang sama terjadi pada puncak 1019.43 pada tulang sapi, yang dilingkupi oleh puncak 1080.86 pada PLA. Namun jika diamati lebih seksama pada daerah *fingerprint*, dapat dilihat adanya sedikit perbedaan. Hal ini dapat diperhatikan lebih jelas pada Gambar 4.4.



Gambar 4.4 menunjukkan grafik PLA-AR, tulang sapi, dan komposit PLA dengan penambahan tulang sapi 20 dan 50 persen. Dari gambar tersebut dapat dilihat bahwa pada grafik tulang sapi terlihat adanya ikatan C-X *stretching* pada posisi 600.40 dan 559.85 dengan puncak serapan sebesar 71.246 dan 63.082. keduanya menunjukkan adanya gugus organohalogens.



Gambar 4. 4 Grafik FTIR PLA-AR, Bovine Bone dan PLA/BB 20% wt dan 50% wt

Gugus ini kemudian muncul pada *fingerprint* sampel PLA/tulang sapi 50% pada posisi 560.56 dengan intensitas sebesar 63. 102. Hal ini menunjukkan adanya ikatan gugus organohalogen. Namun, ikatan yang sama tidak tampak pada sampel dengan kandungan tulang sapi sebesar 10% wt, 20% wt, 30% wt, dan 40% wt.

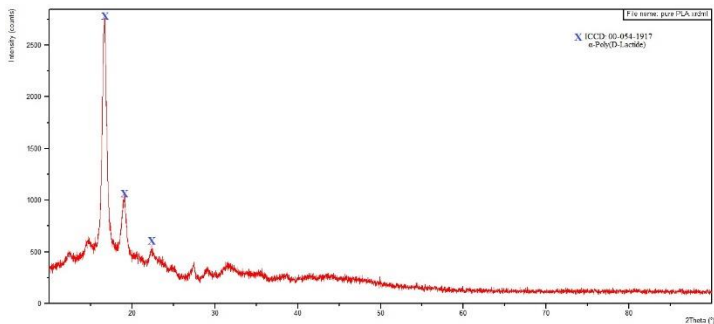
Dari pengujian diatas dapat disimpulkan bahwa, PLA dan tulang sapi tidak membentuk ikatan secara kimia. Hal ini mungkin terjadi Karena PLA secara relatif bersifat hidrofobik (Yao Lu. 2016). Ini terjadi Karena PLA memiliki sudut kontak air kira kira sebesar 80°. Hal ini mengakibatkan PLA memiliki afinitas sel yang rendah dan sulit berikatan dengan serbuk tulang sapi. PLA, secara kimiawi bersifat inert sehingga PLA tidak memiliki rantai gugus dengan sisi reaktif (Rahul, 2010). Hal ini mengakibatkan permukaan PLA tidak bisa berikatan secara kimiawi dengan permukaan serbuk tulang sapi.

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN



4.3 Hasil Pengujian XRD

Analisis dengan menggunakan metode difraksi sinar-X sebagai tahap awal untuk mengidentifikasi pembentukan fasa pada sampel dilakukan dengan pencocokan (*search-match*) dengan data standard menggunakan High Score Plus. Dari pengujian XRD, diperoleh grafik XRD PLA seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.5.



Gambar 4. 5 Grafik XRD Material PLA As Received

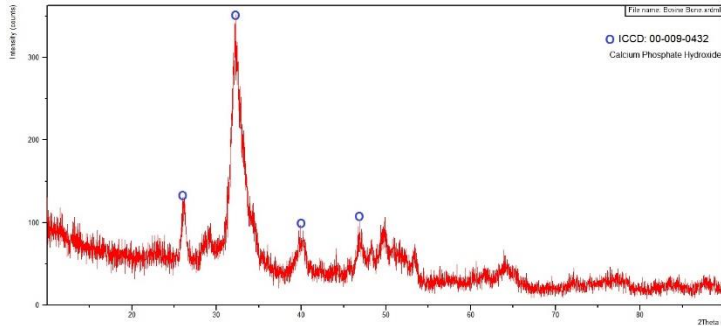
Gambar 4.5 menunjukkan bahwa dari analisis XRD terhadap PLA murni, diperoleh puncak yang sangat tajam dengan posisi 2 theta sebesar 16.6874 dengan intensitas sebesar 100 persen. Puncak ini berdampingan dengan puncak 2 theta sebesar 16.5275 dengan intensitas sebesar 89.37 persen.

Dengan menggunakan analisis PDF card dengan kode referensi 00-054-1917, diperoleh data bahwa pada puncak puncak tersebut mirip dengan fasa yang muncul pada senyawa α -Poly(D-Lactide) dengan rumus empiris $C_3H_5O_3$ dan rumus kimia $(C_3H_5O_3)_n$.

Dari PDF Card tersebut, dapat dibandingkan bahwa pada PDF card diperoleh nilai intensitas senilai 100 persen diperoleh nilai 2 theta sebesar 16.6874. Nilai ini sama dengan nilai material PLA yang diujikan dengan XRD pada pengujian ini. Hal yang sama diperoleh dengan perbandingan terhadap titik titik puncak yang lain.



Selain pengujian terhadap material PLA, pengujian XRD juga dilakukan terhadap material material tulang sapi. Gambar 4.6 menunjukkan beberapa puncak tertinggi pada material tulang sapi dengan menggunakan pengujian XRD.



Gambar 4. 6 Grafik XRD Material Tulang Sapi

Dari pengujian XRD yang dilakukan pada tulang sapi, diperoleh puncak 2 theta yang sangat tajam dengan posisi 32.0949 dengan intensitas 100 persen. Puncak tertinggi kedua berada pada posisi 2 theta sebesar 26.1711 dengan intensitas 25.28 persen. Gambar grafik pengujian XRD pada material tulang sapi ditunjukkan secara lengkap oleh Gambar 4.6.

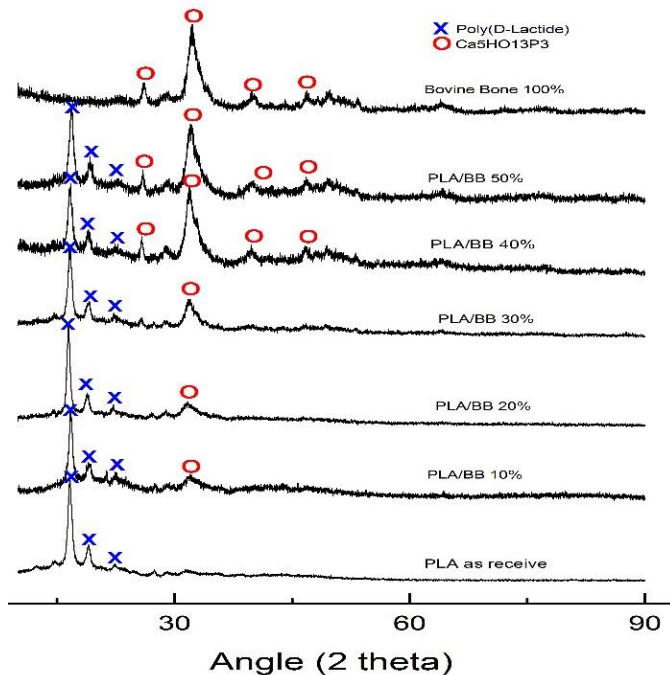
Dengan analisis menggunakan Highscore, diperoleh informasi bahwa senyawa yang banyak terkandung di serbuk tulang sapi pada pengujian ini adalah senyawa Calcium Phosphate Hydroxide atau yang biasa dikenal sebagai apatit dengan rumus empiris $\text{Ca}_5\text{HO}_{13}\text{P}_3$ yang diindeks dengan kode referensi 00-009-0432.

Tiga puncak tertinggi pada tulang sapi adalah 2theta 32.0949, 26.1711, dan 34.3380. Sedangkan tiga puncak tertinggi pada apatite adalah 31.774, 25.554, dan 32.197. Hal ini membuktikan bahwa senyawa yang banyak dikandung dalam material serbuk tulang sapi adalah apatit.

Pengamatan selanjutnya dilakukan pada penambahan jumlah prosentase tulang sapi pada material komposit. Pengamatan



lebih lanjut dilakukan terhadap pengaruh penambahan prosentase tulang sapi pada material komposit. Dengan adanya penambahan jumlah komposisi tulang sapi pada material komposit sampel, dapat diperhatikan bahwa puncak tertinggi PLA semakin berkurang, sementara puncak tertinggi tulang sapi semakin meningkat. Gambar 4.7 menunjukkan hubungan penambahan prosentase tulang sapi terhadap campuran komposit.



Gambar 4. 7 Grafik XRD Pengaruh Penambahan Prosentase Serbuk Tulang Sapi Terhadap PLA-AR

Dari gambar tersebut dapat disimpulkan bahwa semakin banyak tulang sapi yang dimasukkan dalam material komposit, maka puncak tertinggi PLA akan berkurang, sedangkan puncak

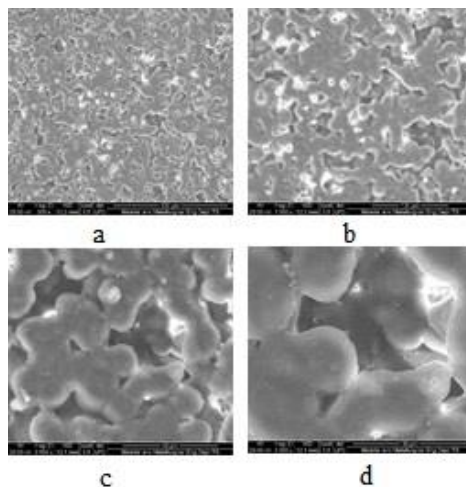


XRD apatit tulang sapi akan semakin terlihat jelas. Seiring dengan pertambahan jumlah prosentase tulang sapi yang dilarutkan dalam PLA, dapat dilihat bahwa puncak serapan PLA semakin rendah menunjukkan persebaran yang semakin amorfus (Yao lu. 2016).

Dari analisis ini membuktikan tidak adanya senyawa baru yang terbentuk dalam material komposit ini. Hal ini menunjukkan bahwa PLA dan tulang sapi tidak memiliki ikatan kimia sama seperti yang telah dibuktikan dengan uji FTIR. Keberadaan serbuk tulang sapi pada PLA dalam spesimen ini menunjukkan bahwa serbuk tulang sapi hanya mengisi *vacancy* pada porositas PLA. Hal ini semakin diperjelas dengan adanya analisis dengan menggunakan *Scanning Electron Microscopy (SEM)*.

4.4 Analisis Scanning Electron Microscopy (SEM)

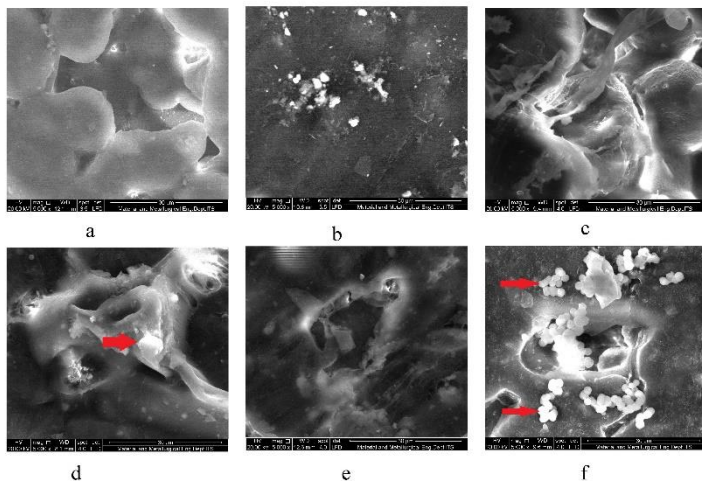
Hasil SEM menunjukkan bahwa material PLA-As *Receive* (AR) yang disintesis dalam penelitian ini menghasilkan PLA dengan porositas tertentu. Perbesaran 5000 kali pada spesimen PLA menunjukkan adanya rongga pada struktur morfologi PLA.



Gambar 4. 8 Hasil SEM Material PLA-AR Dengan Perbesaran (a) 500x, (b) 1000x, (c)2500x, dan (d)5000x



Setelah proses polimerisasi, PLA-AR yang terbentuk dalam penelitian ini tampak seperti kumpulan butiran butiran. Dengan menggunakan analisis SEM, Gambar 4.8 membuktikan adanya porositas material pada struktur PLA-AR. PLA memiliki pori pori dengan ukuran sekitar 3.17 μm (Lao Yu.2016). Pengujian lebih lanjut dilakukan untuk mengamati pengaruh penambahan jumlah serbuk tulang sapi pada material PLA.



Gambar 4. 9 Hasil Uji SEM Material Komposit Dengan Perbesaran 5000 kali (a) PLA-Ar (b) PLA/BB 10% (c) PLA/BB 20% (d) PLA/BB 30% (e) PLA/BB 40% (f) PLA/BB 50%

Melalui pengujian SEM pada permukaan spesimen dengan perbesaran 5000 kali, dapat dilihat bahwa, PLA yang terbentuk memiliki porositas seperti yang ditunjukkan oleh Gambar 4.9. Pada spesimen komposit PLA dengan penambahan serbuk tulang sapi dari 10 hingga 40 persen, tidak dapat dilihat persebaran serbuk tulang sapi. Serbuk tulang sapi yang terkandung dalam spesimen mengendap di dasar permukaan dan ditutupi oleh lapisan PLA-AR.



Selama proses polimerisasi, PLA-AR kebanyakan mengapung diatas lapisan serbuk tulang sapi, dan sebaliknya tulang sapi mengendap dilapisan bawah spesimen. Hal ini mungkin terjadi karena pengaruh massa jenis tulang lebih besar dari massa jenis PLA-AR. Massa jenis apatit adalah 3.19 g/cc. Sedangkan massa jenis PLA-AR adalah 1.25 g/cc.

Pada Gambar 7f dapat diperhatikan bahwa persebaran serbuk tulang sapi pada specimen PLA-AR dengan sangat jelas terlihat bahwa serbuk tulang sapi mengisi pori pori PLA-AR seperti yang ditunjukkan oleh tanda panah merah. Meski demikian, serbuk tulang sapi tampak menggumpal dan berikatan satu sama lain karena memiliki sifat hidrofilik terhadap butiran tulang sapi sedangkan terhadap PLA-AR bersifat hidrofobik. Hal ini mungkin terjadi karena kandungan alanin dalam tulang sapi bersifat hidrofobik. Hal ini mungkin terjadi karena kandungan alanin dalam tulang sapi bersifat hidrofobik (Titin Yulinery, 2015).

4.6 Analisis sifat mekanik material

Dari pengujian sifat mekanik material, diperoleh informasi bahwa nilai kekuatan material PLA yang digunakan dalam penelitian ini adalah sebesar 8.89 MPa. Kemudian, dengan pengujian *Direct Mechanical Analysis (DMA)*, diperoleh nilai kekuatan material (*tensile strength*) semakin menurun seiring dengan penambahan jumlah serbuk tulang sapi. Hal ini mungkin terjadi karena terjadinya penggumpalan serbuk tulang sapi yang mengakibatkan sifat fisika-mekanikal material yang menurun (Feven Michael, 2016)

Nilai modulus young bertambah seiring dengan adanya penambahan jumlah serbuk tulang sapi. PLA dalam penelitian ini memiliki nilai modulus young sebesar 1.98GPa. Tulang kortikal manusia memiliki nilai *modulus young* yang berkisar antara 3-30 GPa (Feven Michael, 2016). Dari tabel 4.1 dapat disimpulkan bahwa untuk memenuhi nilai modulus young tulang kortikal, diperlukan setidaknya penambahan serbuk tulang sapi sebanyak 50 persen berat total spesimen.

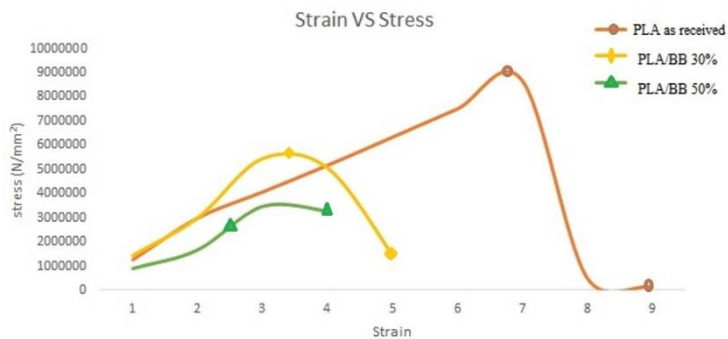
BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN



Meski demikian, nilai *elongation at break* material dalam pengujian ini bersifat fluktuatif, dimana pada pengujian dengan penambahan jumlah serbuk tulang sebanyak 30 persen, *elongation at break* material menurun dan kembali naik dengan penambahan sebesar 50 persen. Sifat mekanik material komposit ini dapat dilihat pada Table 4.1.

Tabel 4. 1 Sifat Mekanik Material Komposit PLA/BB

Komposisi Material	Tensile Strength (MPa)	Modulus Young (E) GPa	Elongation at Break (%)	Hardness (D)
As received PLA	8.89	1.98213	0.2666	62.16
PLA/BB 30%	5.44	2.69260	1.21442	56.16
PLA/BB 50%	3.46	4.17656	0.082856	65.5



Gambar 4. 10 Grafik Strain vs Stress Material PLA dan Kompositnya

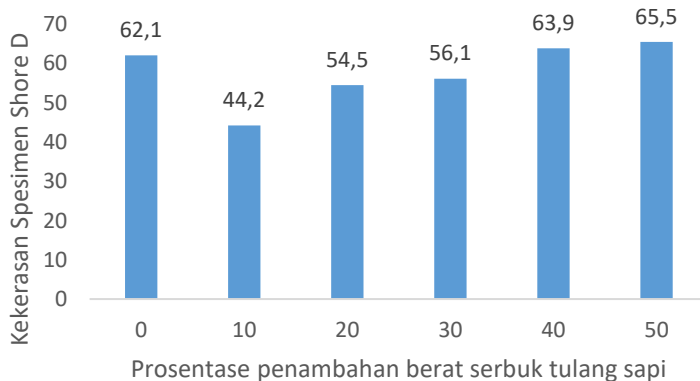
Kurva strain stress material PLA dan komposit PLA dengan tulang sapi ditunjukkan oleh Gambar 4.10. Dari gambar



tersebut dapat dilihat bahwa sifat material tersebut berbeda beda sesuai dengan penjelasan pada Tabel 4.1

Setelah analisis nilai *elongation at break* spesimen, dapat ditarik kesimpulan bahwa material PLA yang diujikan dalam penelitian ini bersifat *brittle*. Hal ini sesuai dengan pendapat Callister dalam bukunya Materials Science and Engineering yang menyatakan bahwa material dengan nilai tegangan patah kurang dari 5 persen. Tulang sapi menjadi lebih *brittle* karena kolagen dalam tulang sapi telah dihilangkan. (Oladele, 2014)

Dengan pengujian kekerasan sesuai ASTM D2240, diperoleh hasil kekerasan spesimen. Gambar 4.11 menunjukkan pengaruh penambahan prosentase kandungan serbuk tulang sapi terhadap kekerasan spesimen. Dari pengujian terhadap enam material, diperoleh data kekerasan yang meningkat seiring dengan penambahan jumlah tulang sapi.



Gambar 4. 11 Nilai Kekerasan Spesimen Uji

Gambar 4.13 menunjukkan nilai kekerasan material yang meningkat seiring dengan penambahan jumlah prosentase serbuk tulang sapi dalam komposit PLA/serbuk tulang sapi.

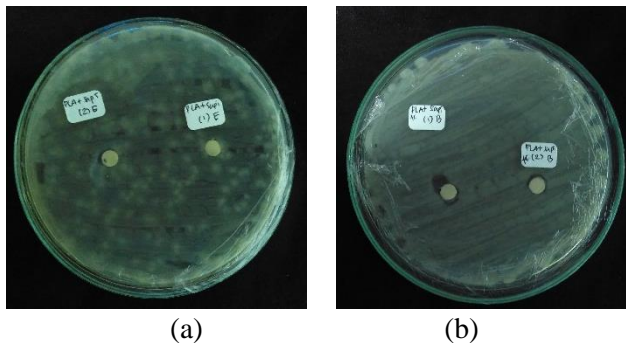
Hal ini terjadi karena persebaran serbuk tulang sapi yang tidak merata di seluruh permukaan uji kekerasan material. Hal ini



ditunjukkan oleh hasil pengujian SEM yang mempertegas data bahwa serbuk tulang sapi tidak menyebar merata

4.7 Reaksi bakteri terhadap material komposit PLA/tulang sapi

Pengamatan reaksi bakteri terhadap material telah berhasil dilakukan pada bahan material. Pengujian ini dilakukan pada material bahan dan material komposit untuk menganalisis sumber reaksi bakteri dengan menggunakan metode difusi. Metode difusi terjadi karena senyawa anti bakteri terdifusi kedalam media agar sehingga di sekitar sumuran tidak terjadi pertumbuhan bakteri yang ditandai dengan terbentuknya zona hambat. Semakin lebar diameter hambat, menunjukkan semakin besar daya hambat senyawa antibakteri tersebut (Agnes Harti, 2012).



Gambar 4. 11 Reaksi Material PLA/Bovine Bone Terhadap Pertumbuhan Bakteri (a) *E.Coli* (b) *B. Aureus*

Gambar 4.11 menunjukkan aktivitas bakteri *E.Coli* dan *B.Aureus* pada material komposit PLA/Bovine Bone. Tabel 4.2 menunjukkan pengukuran diameter pertumbuhan bakteri pada agar. Diameter zona hambat bakteri dapat dihitung dengan pengukuran tertentu dimana jika diameter zona hambat sebesar 0-15mm maka disebut bakteri bersifat resisten. Sedangkan jika



diameter 15-20 disebut bakteri bersifat intermediate dan jika lebih besar dari 20 mm disebut bakteri bersifat sensitif.

Tabel 4. 1 Tabel Pengukuran Pertumbuhan Bakteri

Spesimen	Diameter zona hambat (mm)							
	Escherichia Coli				Bacillus Aurelus			
	I	II	Rata2	Sifat	I	II	Rata2	Sifat
CHCl ₃	9	10	9.5	R	14	6	10	R
PLA/ CHCl ₃	10	0	5	R	9	7	8	R
HCl	17	19	18	R	31	26.5	28.75	R
BB/HCl	15	19	17	R	29	20	24.5	R
PLA/BB /CHCl ₃	0	7	3.5	R	12	8	10	R

*I: Pengulangan ke-1 II: Pengulangan ke-2 R:Resisten

Dari tabel 4.2 dapat disimpulkan bahwa material komposit PLA dan tulang sapi bersifat sensitif terhadap bakteri. Hal ini mungkin terjadi Karena penyusun dinding sel bakteri gram positif adalah peptidoglikan yang salah satu penyusunnya adalah asam amino D-alanin yang bersifat hidrofobik (Titin Yulinery, 2015).

Alanin juga terbentuk pada serbuk tulang sapi. Hal ini membuat bakteri cukup familiar dengan serbuk tulang sapi dan dapat bertahan dalam kondisi normal tulang sapi. Hal ini mengakibatkan material ini tidak memiliki sifat tahan bakteri.

PLA-AR dalam penelitian ini tidak memiliki sifat antibakteria. Hal ini dibuktikan dengan adanya bakteri yang tumbuh pada sampel uji bakteri PLA. Untuk memperoleh sifat antibakteri, PLA harus dikembangkan agar mampu melepaskan allyl isothiocyanate untuk melawan bakteri (Haiyan Gao et al. 2017)

BAB IV ANALISIS DATA DAN PEMBAHASAN



Dengan kesimpulan ini, diketahui bahwa material komposit PLA dan tulang sapi tidak memiliki ketahanan terhadap gangguan bakteri. Jika material ini berada dalam lingkungan tercemar bakteri, maka bakteri dapat bertumbuh dan berkembang biak pada lingkungan di sekitar material ini berada.



(Halaman ini sengaja dikosongkan)



BAB V KESIMPULAN DAN SARAN

5.1. Kesimpulan

Berdasarkan hasil pengujian dan analisis data yang telah dilakukan terhadap komposit PLA dan serbuk tulang sapi, maka dapat ditarik kesimpulan sebagai berikut:

1. Sintesis material kandidat tulang buatan dapat dilakukan dengan menggunakan material PLA dan serbuk tulang sapi dengan menggunakan metode *chemical blending*.
2. Penambahan serbuk tulang sapi pada material komposit berpengaruh pada karakteristik material. Dengan penambahan serbuk tulang sapi, kekuatan material semakin berkurang ditandai dengan nilai *tensile strength* yang berkurang. Kekerasan material turun ketika penambahan berat serbuk tulang sapi 10%. Kemudian bertambah seiring dengan penambahan berat serbuk tulang sapi. Penambahan serbuk tulang sapi pada PLA tidak menghasilkan ikatan kimia. Kedua material berikatan secara mekanik sehingga tidak ada fasa baru muncul dalam analisis SEM, XRD, dan FTIR. Material komposit PLA dan tulang sapi tidak memiliki sifat tahan bakteri yang telah diuji dengan uji antibakteri metode difusi.

5.2. Saran

Untuk penelitian selanjutnya, berikut beberapa saran yang dapat diperhatikan:

1. Serbuk tulang sapi sebaiknya disintering untuk mengurangi pengotor pada serbuk tulang.
2. Perlu adanya kajian lebih lanjut terkait porositas PLA dan pengaruh penambahan serbuk tulang sapi terhadap tingkat porositas material komposit.
3. Sebaiknya dilakukan analisis nilai PH untuk menentukan keasaman material untuk mendukung sifat anti bakteri material.



(Halaman ini sengaja dikosongkan)

DAFTAR PUSTAKA

- A.Gunatillake, Pathiraja., Adhikari, Raju. 2003. "Biodegradable Synthetic Polymers for Tissue Engineering". **Europeans Cells and Materials** 5. 1 -16
- Aerssens Jeroen, Boonen, Steven, Lowet, Geert., Dequeker, Jan. 2014. "Interspecies Differences in Bone Composition, Density, and Quality: Potential Implications for in Vivo Bone Research". **Endocrinology**. 139. 663- 670
- Black, Jonathan., dan Hastings Garth. 1998. **Handbook of Biomaterial Properties**. London: Chapman & Hall.
- Figueiredo. M.M., Gamelas J.AF., Martins.A.G. 2012. "Characterization of Bone-Based Graft Materials Using FTIR Spectroscopy". **Infrared spectroscopy – Life and Biomedical Sciences**. ISBN: 978-953-51-0538-1
- Gao Haiyan et al. 2017. "Physiochemical Properties and Food Application of Antimicrobial PLA Film". **Food Control**. 73.1522-1531. doi.org/10.1016/j.foodcont.2016.11.017
- Hamad K, Kaseem M, Yang et al. 2015 "Properties and Medical Applications of Polyactic Acid: A Review. B **Journal of Express Polymer Letters**. 5: 435-455.
- Harti Agnes Sri, Kusumawati Heni Nur, Estuningsih. 2012. "Perbandingan Uji Aktivitas Anti Bakteri Chitoologosakarida Terhadap Escherichia coli ATC 25922, Staphylococcus Aureus ATCC 25923 Dan Salmonella Typhi Secara in Vitro". **Jurnal Biomedika Universitas Setia Budi**.
- Hidayat, Nanang Nurul. 2011. Sintesis dan karakterisasi sifat makroskopik nano-komposit hidroksiapatit/kitosan n-HAp/CS) untuk aplikasi implant tulang. **Skripsi**. Universitas Airlangga.

- Hoidy., Wisam. 2010 "Preparation and Characterization of Polylactic Acid/Polycaprolactone clay Nanocomposites". **Journal of applied science** 10 (2). 97-106.
- Istifarah. 2012. *Sintesis dan Karakterisasi Komposit Hidroksiapatit dari Tulang Sotong (Sepia sp.)-Kitosan untuk Kandidat Aplikasi Bone Filler*. **Skripsi**. Fsaintek Unair; Surabaya
- Jariwala., Shally H. Dkk. 2015. "3D Printing of Personalized Artificial Bone Scaffolds". **Mary Ann Liebert, Inc.** 2. 56 – 64
- KA, Athanasiou et al. 1997. "Biodegradable PLA/PGA Polymers for tissue engineering in Orthopaedica. **Material Science Forum.** 250: 115-128.
- Liu Xiaohua., X.Ma Peter., 2003. "Polymeric Scaffolds for Bone Tissue Engineering". **Annals of Biomedical Engineering.** 32. 477 – 486.
- LaveryA., Higgins K.R., Ashry H.R., Athanasinou K. A. 1994. "A Mechanical characteristic of poly-L-lactic acid absorbable screws and stainless steel screws in basilar osteomies of the first metatarsal". **Journal of foot ankle Surgery,** 33. 249-254.
- Lopes, M., Jardini, A. and Filho, M. R. (2014) 'Synthesis and Characterizations of Poly (Lactic Acid) by Ring-Opening Polymerization for Biomedical Applications', **Chemical Engineering,** 38, pp. 331–336. doi: 10.3303/CET1438056.
- Lu, Yao. Chen, Yan-Chun. Zhang, Pei-Hua. 2016. "Preparation and Characterisation of Polylactic Acid (PLA)/Polycaprolactone (PCL) Composite Microfibre Membranes". **Fibres and Textiles in Eastern Europe** 24. 17-25

- Mi, H. Y. *et al.* (2013) 'Characterization of thermoplastic polyurethane/polylactic acid (TPU/PLA) tissue engineering scaffolds fabricated by microcellular injection molding', **Materials Science and Engineering C**. Elsevier B.V., 33(8), pp. 4767–4776. doi: 10.1016/j.msec.2013.07.037.
- Mi, Hao Yang., dkk 2013. "Characterization of thermoplastic polyurethane/polylactic acid (TPU/PLA) tissue engineering scaffolds fabricated by microcellular injection molding". **Material Science and Engineering C**. 33. 4767–4776
- Michael, F. M. *et al.* (2016) 'Effect of nanofillers on the physico-mechanical properties of load bearing bone implants', *i* Elsevier B.V., 67, pp. 792–806. doi: 10.1016/j.msec.2016.05.037.
- MS, Chapekar. 2000. "Tissue Engineering: Challenges and Opportunities". **Journal of Biomedical Materials Research**. 53(6): 617-620.
- Nampoothiri, K.Madhavan., Nair, Nimisha., John, Rojan Pappy., 2010. "An Overview of The Recent Developmetns in Polylactictide (PLA) Research" **Bioresource Technology** **101**, 8493-8501.
- Oladele Isiaka Oluwole. 2013. "Development of Bone ash and Bone Particulate Reinforced Polyester Composites for Biomedical Applications". *Journal Of Practices and Technologies* 12(22): 15-26.
- Olszta, Matthew J., dkk. 2007. "Bone Structure and Formation: A New Perspective". **Materials Science and Engineering Review**. 343. 1 – 40.
- Pearce Al., Richards RG., Milz S., Schneider E., and Pearce SG,. 2007. "Animal Models For Implant Biomaterial Research in Bone: A Review". **European Cells and Materials** . 13, 1-10.

- Pradita, Novihana Noor. 2016. Pengaruh Penambahan Kitosan Terhadap Sifat Biokompatibilitas Komposit – Hidroksiapatit Terdoping Seng Sebagai Kandidat Material Pengganti Tulang (Bine Substitute)”. **Skripsi**, Surabaya: Institut Teknologi Sepuluh Nopember.
- Rasal, Rahul M., dkk. 2010. “Poly(lactic acid) modifications”. **Progress in Polymer Science**. 35. 338 – 356
- Ratner, Buddy D. dkk. 2004. **Biomaterial Science: An introduction to Materials in Medicine 2nd Edition**. London: Elsevier Academic Press.
- Silverajah Giita., dkk. 2012. “Mechanical, Thermal and Morphological Properties of Poly(lactic acid)/Epoxidized Palm Olein Blend”. **ISSN 1420-3049**. (10) 11729-11747.
- Solechan, Anwar., Saifudin Alie. 2014. “Studi pembuatan Scaffold Bovine Hydroxyapatite Dari Tulang Sapi Untuk Aplikasi Implan Tulang Mandibula Menggunakan Metode Kalsinasi”. **TRAKSI**. 14. 30 – 42.
- Suryadi. 2011. Sintesis dan Karakterisasi Biomaterial Hidroksiapatit Dengan Proses Pengendapan Kimia Basah. Depok.
- Tajbakash Saeid., Hajiali Faezeh., 2017. “A Comprehensive study on the fabrication and properties of biocomposites of poly(lactic acid)/ceramis for bone tissue engineering”. **Materials Science and Engineering C** 70. 897 – 912.
- Tanase., Constantin Edi., Spiridon, Luiana. 2014 “PLA/Chitosan/Keratin Composites for biomedical Applications”. **Materials Science and Engineering C**. 40. 242 – 247
- Utami, E. V. (2017) “Sintesa dan Karakterisasi Biokomposit Poly (L- Lactic Acid) / Cellulose Acetate Bead sebagai Biodegradable Adsorben”. **SKRIPSI ITS**

- Wei, Chung-Kai., Ding Shinn-Jyh. 2016. “Acid Resistant Calcium Silicate – Based Composite Implants With High – Strength as Load – Bearing Bone Graft Substitutes and Fracture Fixation Devices”. **Journal of The Mechanical Behaviour of Medical Materials**. 63. 366 – 383.
- Xiao, Lin., Wang, Bo., Yang, Guang dan Gauthier, Mario., 2012 “Poly(Lactic Acid)- Based Biomaterials: Synthesis, Modification and Application”. Biomedical Engineering and Technology., Prof. Dhanjoo. N. Ghisa (Ed), ISBN: 978-953-307-471-9, **Intech**
- Xing Xue., dkk. 2016. “Design of The Artificial Bone Scaffolds Based on the multi-field coupling model”. **9th International Conference on Digital Enterprise Technology**. 56. 95 – 99
- Yulinery Titin, Nurhidayat Novik. 2014. “Uji Aktivitas Antibakteri Lactobacillus Plantarum Terseleksi Dari Buah Markisa (Passiflora Edulis) Dan Kaitannya Dengan Genplantarisin A (plnA)”. **Prosiding Seminar Nasional Masyarakat Biodiversisty Indonesia**. I. 270-277
- Zhao Haibin., dkk. 2013. “Processing and characterization of solid microcellular poly (lactic acid) /polyhydroxybutyrate-verate (PLA)/PHBV) blends and PLA/PHBV?Clay nanocomposites”. **Composites: Part B**. (51) 79-91.

(Halaman ini sengaja dikosongkan)

LAMPIRAN

Lampiran A: JCPDS 00-054-1917

Date: 7/14/2017 Time: 4:29:56 PM User: Teknik Material

File: pure PL

Name and formula

Reference code:	00-054-1917
Compound name:	α -Poly(D-lactide)
Empirical formula:	$C_3H_5O_3$
Chemical formula:	$(C_3H_5O_3)_n$

Crystallographic parameters

Crystal system:	Orthorhombic
a (Å):	10.6000
b (Å):	5.0500
c (Å):	28.8000
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	90.0000
Volume of cell (10 ⁶ pm ³):	1846.94
RIR:	-

Subfiles and quality

Subfiles:	Organic Polymer
Quality:	Indexed (1)

Comments

Creation Date:	4/8/2002
Modification Date:	1/12/2011
Sample Preparation:	Prepared from D(+)-lactic acid by ring-opening polymerization overnight
Unit Cell Data Source:	Powder Diffraction

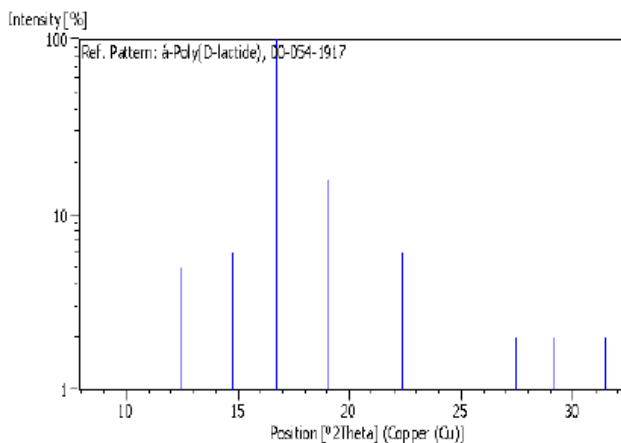
References

Date: 7/14/2017 Time: 4:29:56 PM User: Teknik Material

Primary reference: Brizzolara, D., Cantow, H.-J., Diederichs, K.,

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	1	9.96350	8.868	1.0
2	1	0	3	7.12370	12.415	5.0
3	0	1	0	5.99550	14.763	5.0
4	1	0	4	5.99550	14.763	5.0
5	2	0	0	5.30850	16.607	100.0
6	1	1	0	5.30850	16.607	100.0
7	2	0	3	4.64170	19.105	15.0
8	0	1	4	4.64170	19.105	15.0
9	2	0	4	4.27050	20.783	1.0
10	1	1	4	4.27050	20.783	1.0
11	2	1	0	3.96890	22.382	5.0
12	2	1	3	3.69640	24.056	1.0
13	3	0	0	3.54780	25.080	1.0
14	1	1	5	3.54780	25.080	1.0
15	2	0	7	3.24620	27.454	2.0
16	1	1	7	3.24620	27.454	2.0
17	2	1	6	3.06650	29.097	2.0
18	1	0	9	3.06650	29.097	2.0
19	3	0	6	2.84220	31.450	2.0



Lampiran B: JCPDS 00-009-0432

Date: 7/17/2017 Time: 3:51:56 PM User: Teknik Material

File: Bovine Bone

Name and formula

Reference code:	00-009-0432
Mineral name:	Apatite-(CaOH), syn
Compound name:	Calcium Phosphate Hydroxide
Empirical formula:	$\text{Ca}_5\text{HO}_4\text{P}_3$
Chemical formula:	$\text{Ca}_5(\text{PO}_4)_3(\text{OH})$

Crystallographic parameters

Crystal system:	Hexagonal
Space group:	P63/m
Space group number:	176

a (Å):	9.4160
b (Å):	9.4160
c (Å):	6.8890
Alpha (°):	90.0000
Beta (°):	90.0000
Gamma (°):	120.0000

Calculated density (g/cm ³):	3.16
Measured density (g/cm ³):	3.08
Volume of cell (10 ⁶ pm ³):	526.60
Z:	2.00

RIR:	-
------	---

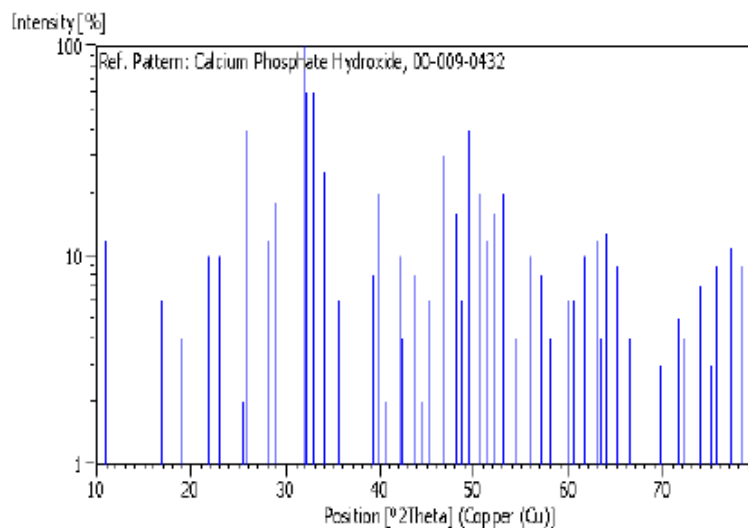
Subfiles and quality

Subfiles:	Ceramic
	Common Phase
	Excipient
	Forensic
	Inorganic
	Mineral
	Pharmaceutical
Quality:	Indexed (?)

Peak list

No.	h	k	l	d [Å]	2Theta[deg]	I [%]
1	1	0	0	6.17000	10.620	12.0
2	1	0	1	5.26000	16.842	6.0
3	1	1	0	4.72000	18.785	4.0
4	2	0	0	4.07000	21.820	10.0
5	1	1	1	3.88000	22.902	10.0
6	2	0	1	3.51000	25.354	2.0
7	0	0	2	3.44000	25.679	40.0
8	1	0	2	3.17000	28.127	12.0
9	2	1	0	3.08000	28.967	18.0
10	2	1	1	2.81400	31.774	100.0
11	1	1	2	2.77800	32.197	60.0
12	3	0	0	2.72000	32.902	60.0
13	2	0	2	2.63100	34.049	25.0
14	3	0	1	2.52800	35.481	6.0
15	2	1	2	2.29600	39.205	8.0
16	3	1	0	2.26200	39.819	20.0
17	2	2	1	2.22800	40.453	2.0
18	3	1	1	2.14800	42.030	10.0
19	3	0	2	2.13400	42.319	4.0
20	1	1	3	2.06500	43.805	8.0
21	4	0	0	2.04000	44.370	2.0

22	2	0	3	2.00000	45.306	6.0
23	2	2	2	1.94300	46.713	30.0
24	3	1	2	1.89000	48.104	16.0
25	3	2	0	1.87100	48.624	6.0
26	2	1	3	1.84100	49.469	40.0
27	3	2	1	1.80600	50.494	20.0
28	4	1	0	1.78000	51.285	12.0
29	4	0	2	1.75400	52.102	16.0
30	0	0	4	1.72200	53.145	20.0
31	1	0	4	1.68400	54.442	4.0
32	3	2	2	1.64400	55.881	10.0
33	3	1	3	1.61100	57.129	8.0
34	5	0	1	1.58700	58.075	4.0
35	4	2	0	1.54200	59.940	6.0
36	3	3	1	1.53000	60.459	6.0
37	2	1	4	1.50300	61.662	10.0
38	5	0	2	1.47400	63.013	12.0
39	5	1	0	1.46500	63.445	4.0
40	3	0	4	1.45200	64.080	13.0
41	3	2	3	1.45200	64.080	13.0
42	5	1	1	1.43300	65.033	9.0
43	4	1	3	1.40700	66.388	4.0
44	4	2	2	1.40700	66.388	4.0
45	5	1	2	1.34800	69.701	3.0
46	4	0	4	1.31600	71.653	5.0
47	4	3	1	1.31600	71.653	5.0
48	5	2	0	1.30600	72.288	4.0
49	2	0	5	1.30600	72.288	4.0
50	4	2	3	1.28000	73.897	7.0
51	3	2	4	1.26500	75.025	3.0
52	6	0	2	1.26500	75.025	3.0
53	2	1	5	1.25700	75.586	9.0
54	4	3	2	1.24900	76.156	1.0
55	5	1	3	1.23500	77.177	11.0
56	5	2	2	1.22100	78.230	9.0



Lampiran C: Analisis DMA PLA murni

F	delta x	A(luasan samp	X0= 2 cm	Strain	Stress (N/m	E (Pa)
[N]	[um]	5 mm x 0,16 m	[um]	delta x/x0	F/A	
1,0039	10,2080	0,0000008	20000	0,00051	1254850	2458561912
2,3857	22,0747	0,0000008	20000	0,0011	2982088	2701814747
3,2483	29,4021	0,0000008	20000	0,00147	4060413	2761988089
4,1313	38,2180	0,0000008	20000	0,00191	5164150	2702470040
5,0628	49,3182	0,0000008	20000	0,00247	6328463	2566380160
5,9998	63,6883	0,0000008	20000	0,00318	7499750	2355142153
6,9573	81,3143	0,0000008	20000	0,00407	8696650	2139021058
0,4178	101,8140	0,0000008	20000	0,00509	522223,8	102583878,4
0,1094	53,3233	0,0000008	20000	0,00267	136723,8	51281053,5
0,0770	42,6028	0,0000008	20000	0,00213	96201,38	
0,0626	30,3444	0,0000008	20000	0,00152	78214,5	
0,0679	21,1307	0,0000008	20000	0,00106	84840,13	
0,0725	22,6390	0,0000008	20000	0,00113	90684,5	
0,0757	22,3625	0,0000008	20000	0,00112	94683,88	
0,0846	23,4192	0,0000008	20000	0,00117	105726,8	
0,0883	23,2911	0,0000008	20000	0,00116	110426,8	
0,0923	23,1874	0,0000008	20000	0,00116	115317,4	
0,0961	23,1094	0,0000008	20000	0,00116	120127,1	
0,1010	23,3083	0,0000008	20000	0,00117	126198,8	
0,1042	23,2899	0,0000008	20000	0,00116	130252,5	
0,1077	23,2249	0,0000008	20000	0,00116	134608,8	
0,1109	23,2105	0,0000008	20000	0,00116	138640	
0,1152	23,4748	0,0000008	20000	0,00117	143957,5	
0,1182	23,4905	0,0000008	20000	0,00117	147743,8	
0,1211	23,4552	0,0000008	20000	0,00117	151335	
0,1240	23,4729	0,0000008	20000	0,00117	155003,8	
0,1266	23,5092	0,0000008	20000	0,00118	158306,3	
0,1297	23,5333	0,0000008	20000	0,00118	162183,8	
0,1325	23,5838	0,0000008	20000	0,00118	165657,5	
0,1351	23,6575	0,0000008	20000	0,00118	168835	
0,1376	23,7168	0,0000008	20000	0,00119	172045	
0,1389	23,5509	0,0000008	20000	0,00118	173597,5	

0,1586	32,7953	0,0000008	20000	0,00164	198227,5	
0,1479	26,4516	0,0000008	20000	0,00132	184925	
0,1315	23,5109	0,0000008	20000	0,00118	164392,5	
0,1331	23,2005	0,0000008	20000	0,00116	166423,8	
0,1105	28,1016	0,0000008	20000	0,00141	138155	
0,1051	26,1104	0,0000008	20000	0,00131	131345	
0,1501	30,0556	0,0000008	20000	0,0015	187620	
0,1440	25,2828	0,0000008	20000	0,00126	179991,3	
0,1457	22,5280	0,0000008	20000	0,00113	182073,8	
0,1663	34,5213	0,0000008	20000	0,00173	207928,8	
0,1654	30,3798	0,0000008	20000	0,00152	206775	
0,1594	26,0961	0,0000008	20000	0,0013	199278,8	
0,1535	22,2107	0,0000008	20000	0,00111	191935	
0,1744	31,8247	0,0000008	20000	0,00159	218056,3	
0,1703	27,6672	0,0000008	20000	0,00138	212881,3	
0,1657	24,0706	0,0000008	20000	0,0012	207160	
0,1268	28,1437	0,0000008	20000	0,00141	158497,5	

Lampiran D: Analisis DMA Komposit PLa/Tulang sapi 30%

F	delta x	A(luasan sam	X0= 2 cm	Strain	Stress (N/m2)	E (Pa)
[N]	[um]	5 mm x 0,14 r	[um]	delta x/x0	F/A	
1,002	9,682	0,0000007	20000	0,00048412	1431014,286	2955899058
2,093	17,912	0,0000007	20000	0,0008956	2990571,429	3339182033
3,808	30,856	0,0000007	20000	0,00154282	5440200	3526151872
3,541	28,733	0,0000007	20000	0,00143665	5058871,429	3521309320
1,024	242,884	0,0000007	20000	0,0121442	1463057,143	120473736
0,003	52,868	0,0000007	20000	0,0026434	3937,7	1489637,38
0,003	43,821	0,0000007	20000	0,00219104	4491,357143	
0,003	24,683	0,0000007	20000	0,00123414	4901,6	
0,004	27,747	0,0000007	20000	0,00138733	5708,9	
0,004	27,087	0,0000007	20000	0,00135436	5782,557143	
0,004	25,365	0,0000007	20000	0,00126825	5770,1	
0,004	24,616	0,0000007	20000	0,00123082	5122,6	
0,004	28,226	0,0000007	20000	0,0014113	6076,485714	
0,004	27,110	0,0000007	20000	0,00135549	6053,4	
0,004	25,305	0,0000007	20000	0,00126527	6317,414286	
0,005	24,871	0,0000007	20000	0,00124355	7044,042857	
0,004	28,207	0,0000007	20000	0,00141036	6406,857143	
0,005	24,962	0,0000007	20000	0,00124808	6512,371429	
0,005	28,665	0,0000007	20000	0,00143323	7422,585714	
0,005	27,475	0,0000007	20000	0,00137376	7785,485714	
0,005	25,722	0,0000007	20000	0,00128612	7543,442857	
0,004	24,518	0,0000007	20000	0,00122588	5991,228571	
0,005	28,137	0,0000007	20000	0,00140686	7524,571429	
0,005	27,502	0,0000007	20000	0,00137511	7590,414286	
0,006	25,713	0,0000007	20000	0,00128566	7873,828571	
0,004	24,959	0,0000007	20000	0,00124794	6089,5	
0,005	28,573	0,0000007	20000	0,00142867	7635,442857	
0,005	27,441	0,0000007	20000	0,00137203	7630,771429	
0,005	25,712	0,0000007	20000	0,00128559	7760,628571	
0,004	24,976	0,0000007	20000	0,00124882	6234,342857	
0,006	28,526	0,0000007	20000	0,0014263	8080,528571	
0,006	27,455	0,0000007	20000	0,00137273	8026,271429	
0,006	25,649	0,0000007	20000	0,00128247	7880,571429	
0,004	24,899	0,0000007	20000	0,00124497	6267,628571	
0,006	28,523	0,0000007	20000	0,00142615	8024,871429	
0,006	27,453	0,0000007	20000	0,00137266	8207,442857	

Lampiran E: Analisis DMA Komposit PLA/Tulang Sapi 50%

F	delta x	A(luasan sampe XO= 2 cm = 2 Strain			Stress (N/m2)	E (Pa)
[N]	[um]	5 mm x 0,22 mn [um]		delta x/x0	F/A	
0,9947	4,2715	0,0000011	20000	0,000213577	904272,7273	4233952365
1,8407	7,6866	0,0000011	20000	0,000384329	1673400	4354082049
3,8169	16,6431	0,0000011	20000	0,000832155	3469863,636	4169732365
3,5987	16,5712	0,0000011	20000	0,00082856	3271572,727	3948504305
3,6220	49,6136	0,0000011	20000	0,00248068	3292745,455	
1,1636	0,6659	0,0000011	20000	3,32959E-05	1057836,364	
0,8572	214,5970	0,0000011	20000	0,01072985	779265,4545	
0,0358	17,3856	0,0000011	20000	0,00086928	32502,36364	
0,0529	37,6719	0,0000011	20000	0,001883595	48060,72727	
0,0572	36,1836	0,0000011	20000	0,00180918	51963,27273	
0,0441	23,7128	0,0000011	20000	0,00118564	40074,81818	
0,0458	23,9639	0,0000011	20000	0,001198195	41608	
0,0495	23,6169	0,0000011	20000	0,001180845	44979,81818	
0,0483	23,5305	0,0000011	20000	0,001176525	43940,09091	
0,0513	23,5192	0,0000011	20000	0,00117596	46627,18182	
0,0535	23,4839	0,0000011	20000	0,001174195	48626,54545	
0,0561	23,0417	0,0000011	20000	0,001152085	51009,09091	
0,0678	22,9857	0,0000011	20000	0,001149285	61595,72727	
0,0730	23,1125	0,0000011	20000	0,001155625	66397	
0,0761	23,0558	0,0000011	20000	0,00115279	69186,27273	
0,0800	23,2871	0,0000011	20000	0,001164355	72746,09091	
0,0831	23,3419	0,0000011	20000	0,001167095	75500	
0,0858	23,3836	0,0000011	20000	0,00116918	77985,18182	
0,0892	23,3393	0,0000011	20000	0,001166965	81087,90909	
0,0931	23,2975	0,0000011	20000	0,001164875	84640,45455	
0,0960	23,3500	0,0000011	20000	0,0011675	87233,18182	
0,0998	23,3220	0,0000011	20000	0,0011661	90691,81818	
0,1028	23,3070	0,0000011	20000	0,00116535	93446,36364	
0,1077	23,5418	0,0000011	20000	0,00117709	97884,54545	
0,1103	23,0943	0,0000011	20000	0,001154715	100257,2727	
0,1174	23,2219	0,0000011	20000	0,001161095	106720	
0,1184	23,4154	0,0000011	20000	0,00117077	107608,1818	
0,1230	23,6581	0,0000011	20000	0,001182905	111812,7273	
0,1241	23,4835	0,0000011	20000	0,001174175	112784,5455	
0,1272	23,5171	0,0000011	20000	0,001175855	115607,2727	
0,1349	22,9253	0,0000011	20000	0,001146265	122633,6364	

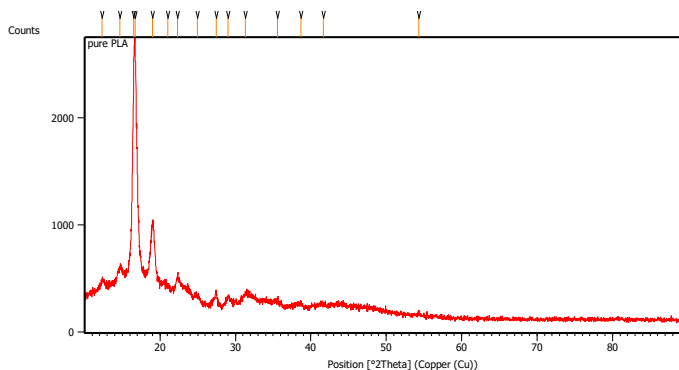
Lampiran F: Nilai Uji Kekerasan Material

	PLA	PLA/BB 10%	PLA/BB 20%	PLA/BB 30%	PLA/BB 40%	PLA/BB 50%
Titik 1	66	32	57	58	75	61
Titik 2	66	24	64	62	68	72
Titik 3	66	32	60	62	63	66
Titik 4	68	46	58	30	73	64
Titik 5	64	38	52	56	66	58
Titik 6	64	58	47	61	68	65
Titik 7	61	64	48	51	64	62
Titik 8	60	44	51	54	61	72
Titik 9	54	54	52	65	61	68
Titik 10	66	56	56	60	61	68
Titik 11	51	42	51	55	53	64
Titik 12	60	41	58	60	54	66
Rata2	62,16667	44,25	54,5	56,16666667	63,9166667	65,5

Lampiran G: Hasil XRD PLA As Received

Dataset Name	pure PLA
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\22 Juni\Adven\pure PLA\pure PLA.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	6/22/2017 8:29:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (*Bookmark 2*)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
12.3231	123.68	0.4015	7.18272	5.09
14.6524	250.90	0.5353	6.04571	10.33
16.5275	2170.11	0.1004	5.36377	89.37
16.6874	2428.31	0.1004	5.31274	100.00
19.0355	704.78	0.2676	4.66236	29.02
21.0159	136.19	0.8029	4.22728	5.61
22.3028	235.11	0.3346	3.98619	9.68
24.9699	70.60	0.5353	3.56612	2.91
27.4294	134.19	0.1338	3.25170	5.53
29.0357	74.95	0.5353	3.07536	3.09
31.3195	67.80	0.9368	2.85612	2.79
35.5490	26.71	0.8029	2.52541	1.10
38.6815	43.94	0.8029	2.32781	1.81
41.6812	8.63	0.8029	2.16696	0.36
54.3332	24.04	0.4015	1.68851	0.99

Pattern List: (**Bookmark 4**)

Insert Measurement:

- File name = pure PLA.rd
- Modification time = "6/22/2017 9:15:11 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/22/2017 9:15:11 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

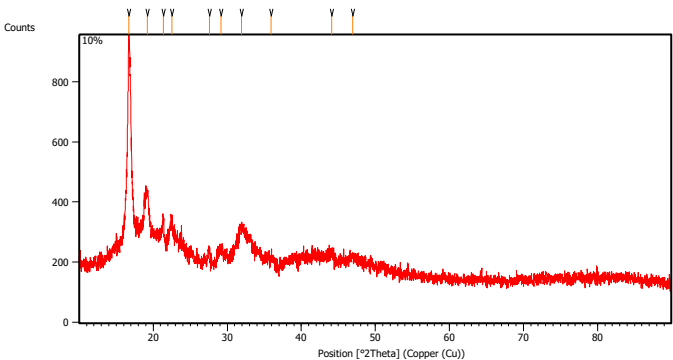
Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran H: Hasil XRD PLA/BB 10%wt

Dataset Name	10%
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\22 Juni\Adven\10%\10%.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	
	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	6/22/2017 8:11:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: **(Bookmark 2)**



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d- spacing [Å]	Rel. Int. [%]
16.7192	673.81	0.2676	5.30270	100.00
19.1877	161.76	0.6022	4.62573	24.01
21.3594	71.40	0.1673	4.16006	10.60
22.5143	51.81	0.2676	3.94921	7.69
27.6024	45.48	0.2342	3.23171	6.75
29.1277	36.90	0.5353	3.06585	5.48
31.9062	69.60	0.6691	2.80493	10.33
35.8902	12.77	0.8029	2.50219	1.89
44.0929	18.88	0.8029	2.05387	2.80
46.9429	15.89	0.8029	1.93561	2.36

Pattern List: **(Bookmark 4)**

Document History: **(Bookmark 5)**

Insert Measurement:

- File name = 10%.rd
- Modification time = "6/22/2017 9:11:04 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/22/2017 9:11:04 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

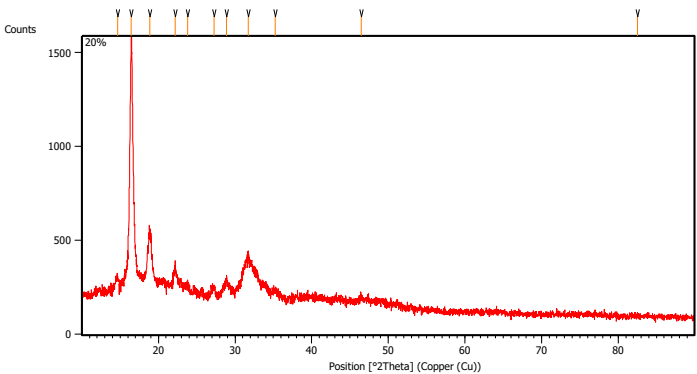
Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran I: Hasil XRD PLA/BB 20%wt

Dataset Name	20%
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\22 Juni\Adven\20%\20%.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	
	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	6/22/2017 7:58:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: *(Bookmark 2)*



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
14.6991	59.47	0.4015	6.02662	4.47
16.4701	1330.61	0.2007	5.38236	100.00
18.8944	268.69	0.5353	4.69686	20.19
22.1750	107.59	0.4015	4.00887	8.09
23.8128	32.90	0.4015	3.73672	2.47
27.2284	48.10	0.4015	3.27525	3.61
28.9063	72.96	0.2007	3.08884	5.48
31.7120	162.91	0.4684	2.82166	12.24
35.2493	20.64	0.4015	2.54620	1.55
46.4607	20.77	0.8029	1.95457	1.56
82.5010	15.15	0.1224	1.16827	1.14

Pattern List: *(Bookmark 4)*

Document History: *(Bookmark 5)*

Insert Measurement:

- File name = 20%.rd
- Modification time = "6/22/2017 9:11:57 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/22/2017 9:11:57 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

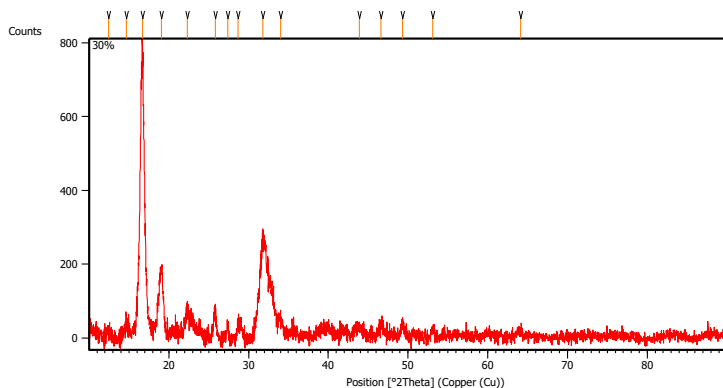
Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran J: Hasil XRD PLA/BB 30%wt

Dataset Name	30%
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\22 Juni\Adven\30%\30%.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	
	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	6/22/2017 7:44:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [$^{\circ}$ 2Th.]	10.0084
End Position [$^{\circ}$ 2Th.]	89.9764
Step Size [$^{\circ}$ 2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [$^{\circ}$ 2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [$^{\circ}$]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [$^{\circ}$ C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [\AA]	1.54060
K-Alpha2 [\AA]	1.54443
K-Beta [\AA]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (*Bookmark 2*)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
12.4328	23.87	0.5353	7.11956	3.01
14.6703	63.33	0.5353	6.03835	7.99
16.7113	792.95	0.4015	5.30521	100.00
19.0855	192.31	0.6022	4.65028	24.25
22.3408	66.20	0.2676	3.97948	8.35
25.8083	80.12	0.2342	3.45215	10.10
27.3884	33.56	0.2007	3.25647	4.23
28.6626	49.41	0.2007	3.11455	6.23
31.7770	282.14	0.3346	2.81604	35.58
34.0428	47.18	0.4015	2.63362	5.95
43.8845	14.03	0.8029	2.06314	1.77
46.6316	35.07	0.5353	1.94780	4.42
49.2904	39.20	0.5353	1.84878	4.94
53.1077	24.02	0.5353	1.72454	3.03
64.1148	14.61	0.6691	1.45249	1.84

Pattern List: (*Bookmark 4*)

Document History: (*Bookmark 5*)

Insert Measurement:

- File name = 30%.rd
- Modification time = "6/22/2017 9:12:33 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/22/2017 9:12:33 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Subtract Background:

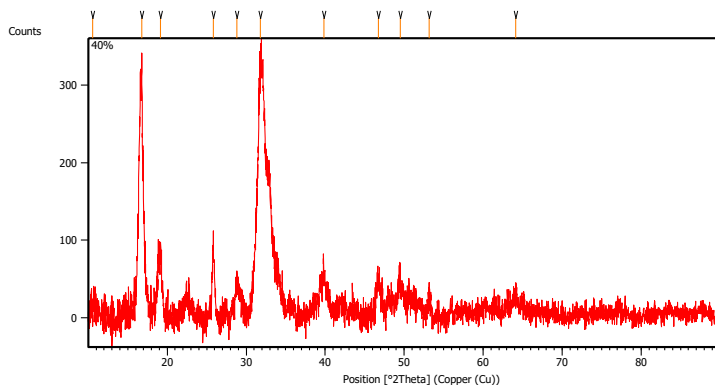
- Add to net scan = "Nothing"
- User defined intensity = "-5"
- Correction method = "Automatic"
- Bending factor = "15"
- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0"
- Maximum tip width = "0.5"
- Peak base width = "2"

- Use smoothed input data = "Yes"
- Granularity = "30"
- Modification time = "4/20/2017 1:39:43 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran K: Hasil XRD PLA/BB 40%wt

Dataset Name	40%
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\22 Juni\Adven\40%\40%.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	
	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	6/22/2017 8:38:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: (*Bookmark 2*)



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d- spacing [Å]	Rel. Int. [%]
10.5651	14.32	0.6691	8.37360	4.61
16.7942	310.32	0.1004	5.27919	100.00
19.1423	80.23	0.6022	4.63660	25.85
25.8127	103.11	0.2342	3.45158	33.23
28.8466	48.62	0.3346	3.09509	15.67
31.7592	249.07	0.5353	2.81758	80.26
39.8187	54.60	0.2676	2.26391	17.59
46.7070	51.39	0.5353	1.94483	16.56
49.4792	38.92	0.5353	1.84216	12.54
53.1423	32.21	0.4015	1.72350	10.38
64.1023	23.45	0.4015	1.45274	7.56

Pattern List: (*Bookmark 4*)

Document History: (*Bookmark 5*)

Insert Measurement:

- File name = 40%.rd
- Modification time = "6/22/2017 9:13:26 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/22/2017 9:13:26 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

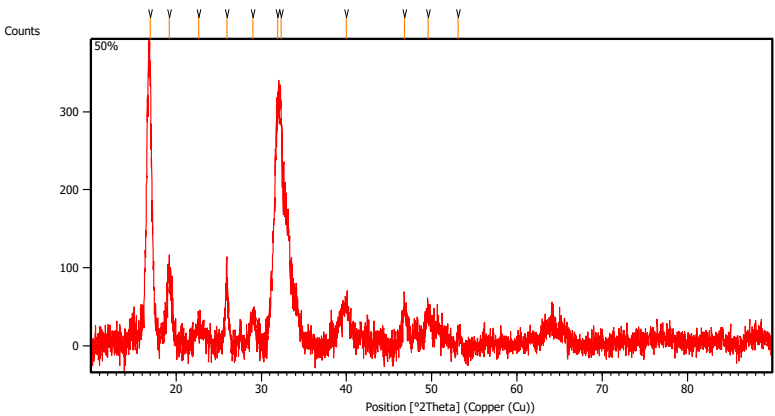
Subtract Background:

- Add to net scan = "Nothing"
- User defined intensity = "-5"
- Correction method = "Automatic"
- Bending factor = "15"
- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0"
- Maximum tip width = "0.5"
- Peak base width = "2"
- Use smoothed input data = "Yes"
- Granularity = "30"
- Modification time = "4/20/2017 1:39:43 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran L: Hasil XRD PLA/BB 50%wt

Dataset Name	50%
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juni\22 Juni\Adven\50%\50%.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	
	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	6/22/2017 8:20:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [$^{\circ}$ 2Th.]	10.0084
End Position [$^{\circ}$ 2Th.]	89.9764
Step Size [$^{\circ}$ 2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [$^{\circ}$ 2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [$^{\circ}$]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [$^{\circ}$ C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [\AA]	1.54060
K-Alpha2 [\AA]	1.54443
K-Beta [\AA]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: *(Bookmark 2)*



Peak List: *(Bookmark 3)*

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
16.9503	342.02	0.2676	5.23094	100.00
19.1869	111.08	0.2342	4.62591	32.48
22.6908	31.81	0.6691	3.91889	9.30
25.9679	103.72	0.1338	3.43130	30.33
29.0403	34.44	0.5353	3.07489	10.07
31.8959	269.09	0.4015	2.80582	78.68
32.3069	262.97	0.2007	2.77106	76.89
39.9628	44.50	0.5353	2.25608	13.01
46.8245	53.51	0.3346	1.94023	15.65
49.5757	33.56	0.5353	1.83881	9.81
53.0749	16.22	0.4684	1.72553	4.74

Pattern List: *(Bookmark 4)*

Document History: *(Bookmark 5)*

Insert Measurement:

- File name = 50%.rd
- Modification time = "6/22/2017 9:14:28 AM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "6/22/2017 9:14:28 AM"
- Modification editor = "PANalytical"

Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

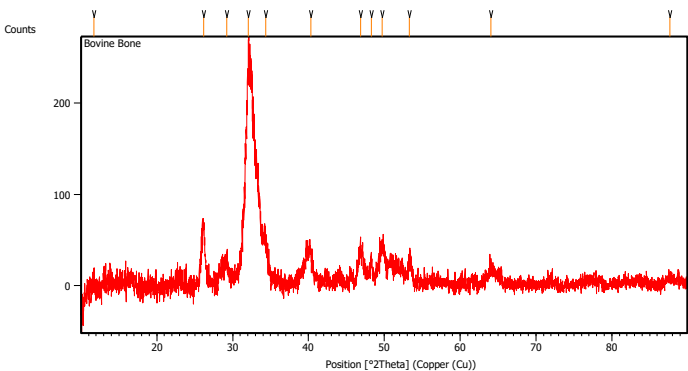
Subtract Background:

- Add to net scan = "Nothing"
- User defined intensity = "-5"
- Correction method = "Automatic"
- Bending factor = "15"
- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0"
- Maximum tip width = "0.5"
- Peak base width = "2"
- Use smoothed input data = "Yes"
- Granularity = "30"
- Modification time = "4/20/2017 1:39:43 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran M: Hasil XRD Bovine Bone

Dataset Name	Bovine Bone
File name	E:\DATA
PENGUJIAN\Pengujian 2017\Juli\Bovine Bone\Bovine Bone.rd	
Comment	Configuration=Reflection-
Transmission Sp	
	Goniometer=PW3050/60
(Theta/Theta); Mini	
Measurement Date / Time	7/7/2017 11:34:00 AM
Raw Data Origin	PHILIPS-binary (scan) (.RD)
Scan Axis	Gonio
Start Position [°2Th.]	10.0084
End Position [°2Th.]	89.9764
Step Size [°2Th.]	0.0170
Scan Step Time [s]	10.1500
Scan Type	Continuous
Offset [°2Th.]	0.0000
Divergence Slit Type	Fixed
Divergence Slit Size [°]	0.2500
Specimen Length [mm]	10.00
Receiving Slit Size [mm]	12.7500
Measurement Temperature [°C]	-273.15
Anode Material	Cu
K-Alpha1 [Å]	1.54060
K-Alpha2 [Å]	1.54443
K-Beta [Å]	1.39225
K-A2 / K-A1 Ratio	0.50000
Generator Settings	30 mA, 40 kV
Diffraction Type	XPert MPD
Diffraction Number	1
Goniometer Radius [mm]	200.00
Dist. Focus-Diverg. Slit [mm]	91.00
Incident Beam Monochromator	No
Spinning	No

Main Graphics, Analyze View: *(Bookmark 2)*



Peak List: (Bookmark 3)

Pos. [°2Th.]	Height [cts]	FWHM Left [°2Th.]	d-spacing [Å]	Rel. Int. [%]
11.7018	14.97	0.4015	7.56267	5.74
26.1711	65.91	0.2007	3.40511	25.28
29.2486	34.51	0.4015	3.05346	13.24
32.0949	260.71	0.2676	2.78888	100.00
34.3380	46.75	0.4015	2.61166	17.93
40.3053	30.83	0.9368	2.23770	11.83
46.8700	33.23	0.6691	1.93845	12.75
48.2958	21.88	0.2676	1.88450	8.39
49.7332	32.72	0.5353	1.83335	12.55
53.2880	16.26	0.3346	1.71913	6.24
64.0413	15.62	0.9368	1.45398	5.99
87.6707	7.43	0.8029	1.11312	2.85

Pattern List: *(Bookmark 4)*

Document History: *(Bookmark 5)*

Insert Measurement:

- File name = Bovine Bone.rd
- Modification time = "7/7/2017 3:36:41 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Interpolate Step Size:

- Derived = "Yes"
- Step Size = "0.01"
- Modification time = "7/7/2017 3:36:41 PM"
- Modification editor = "PANalytical"

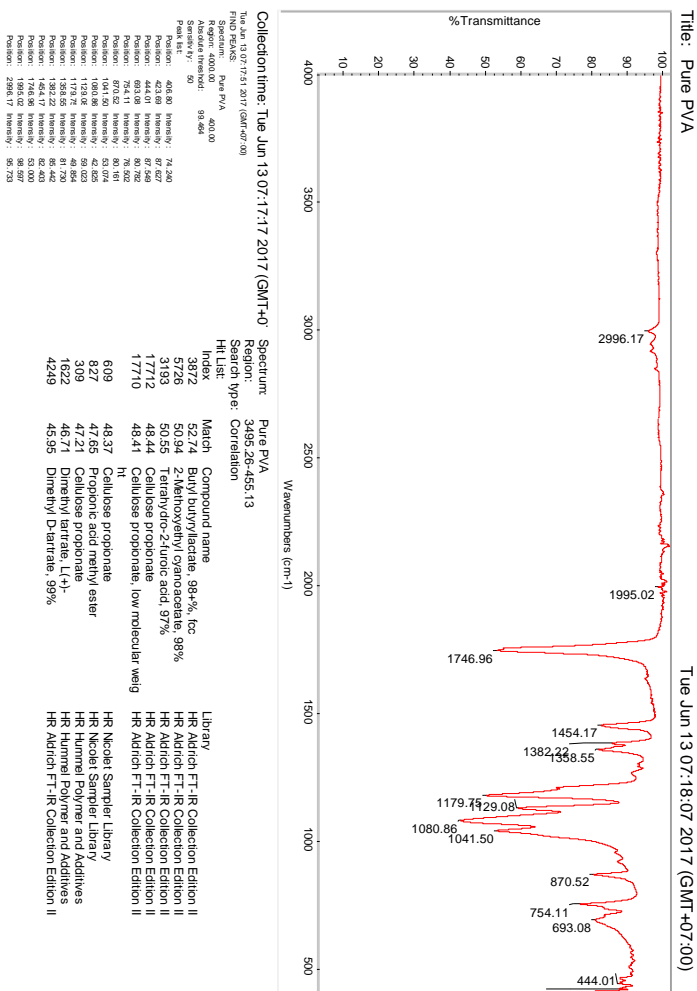
Search Peaks:

- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0.02"
- Maximum tip width = "1"
- Peak base width = "2"
- Method = "Minimum 2nd derivative"
- Modification time = "4/20/2017 1:40:06 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Subtract Background:

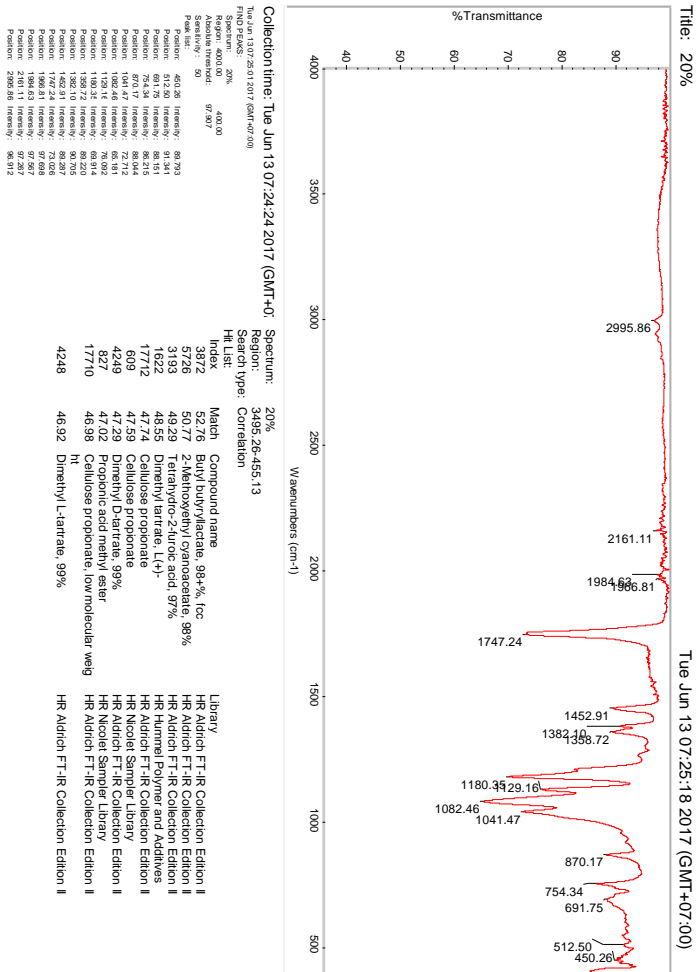
- Add to net scan = "Nothing"
- User defined intensity = "-5"
- Correction method = "Automatic"
- Bending factor = "15"
- Minimum significance = "1"
- Minimum tip width = "0"
- Maximum tip width = "0.5"
- Peak base width = "2"
- Use smoothed input data = "Yes"
- Granularity = "30"
- Modification time = "4/20/2017 1:39:43 PM"
- Modification editor = "Teknik Material"

Lampiran N: Hasil FTIR PLA As Received

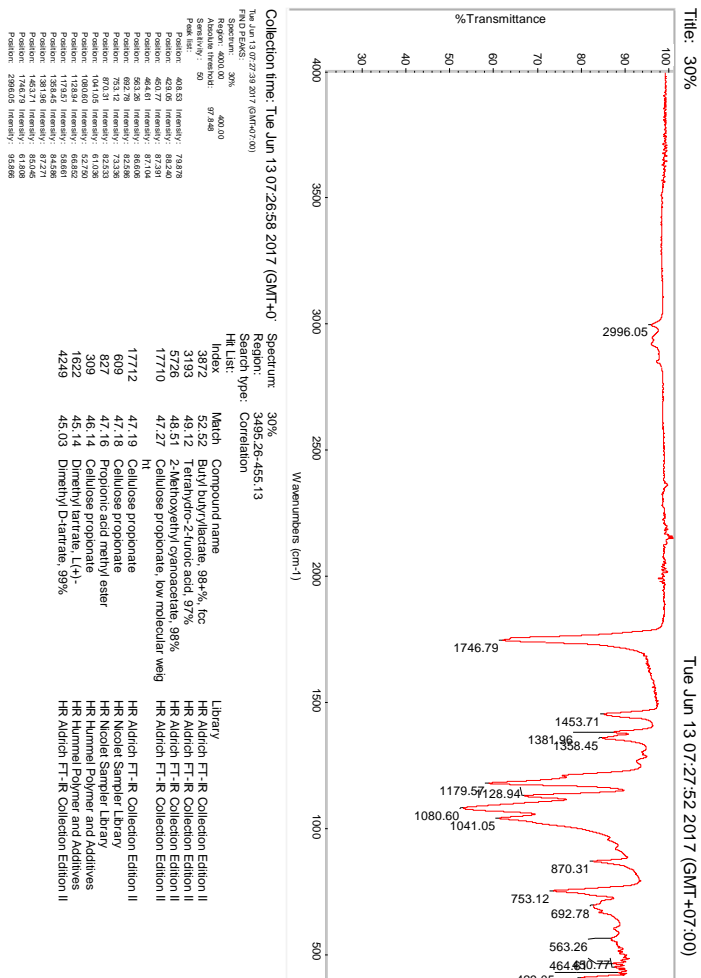


[illegible]

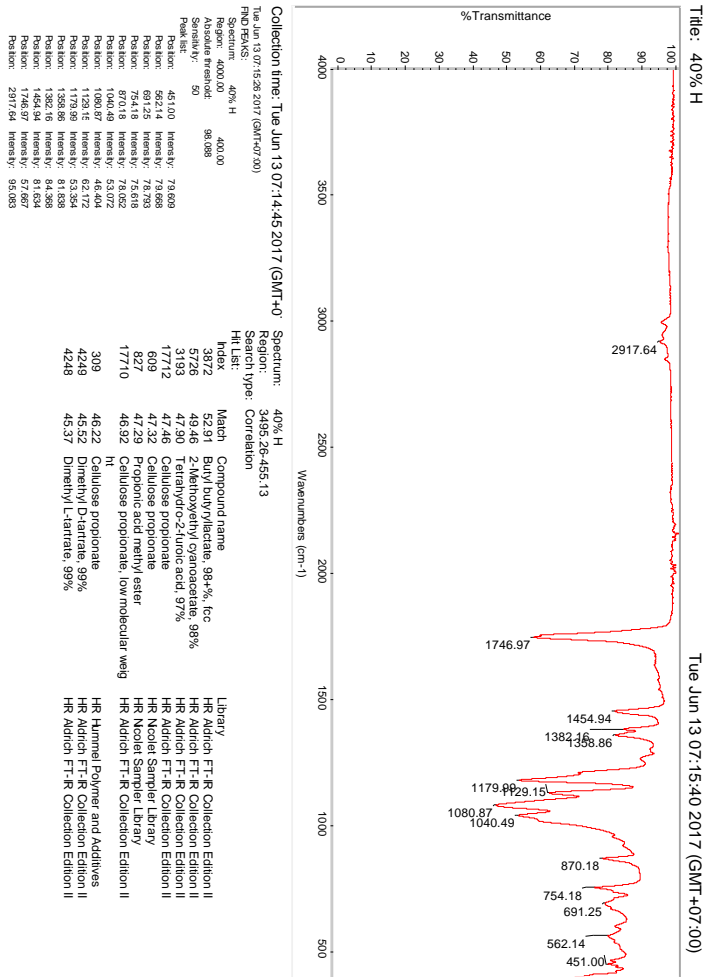
Lampiran P: Hasil FTIR PLA/BB 20%wt



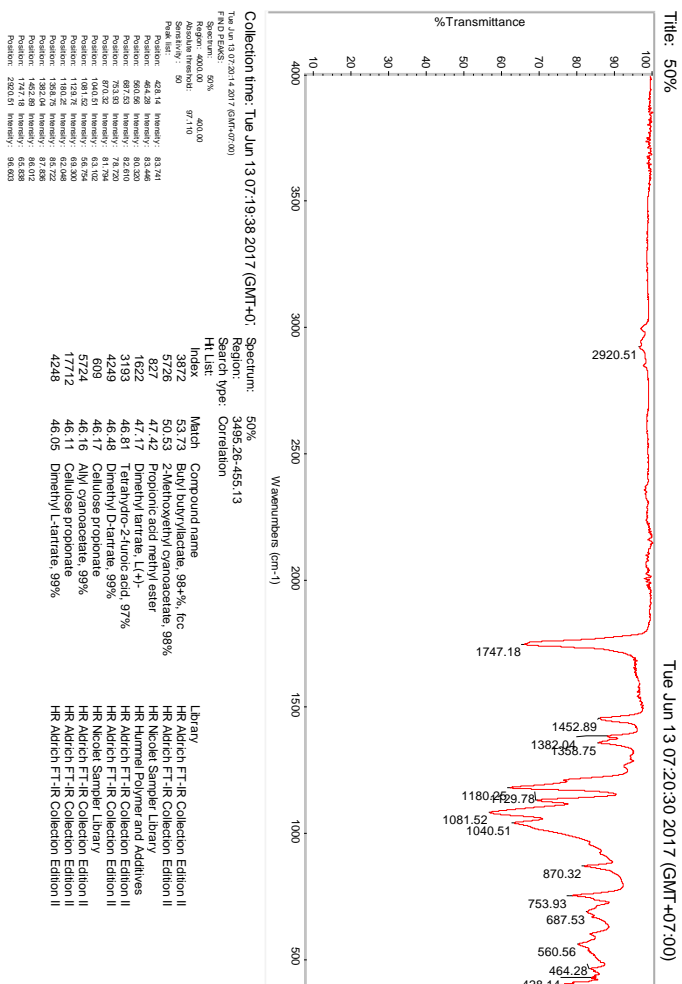
Lampiran Q: Hasil FTIR PLA/BB 30%wt



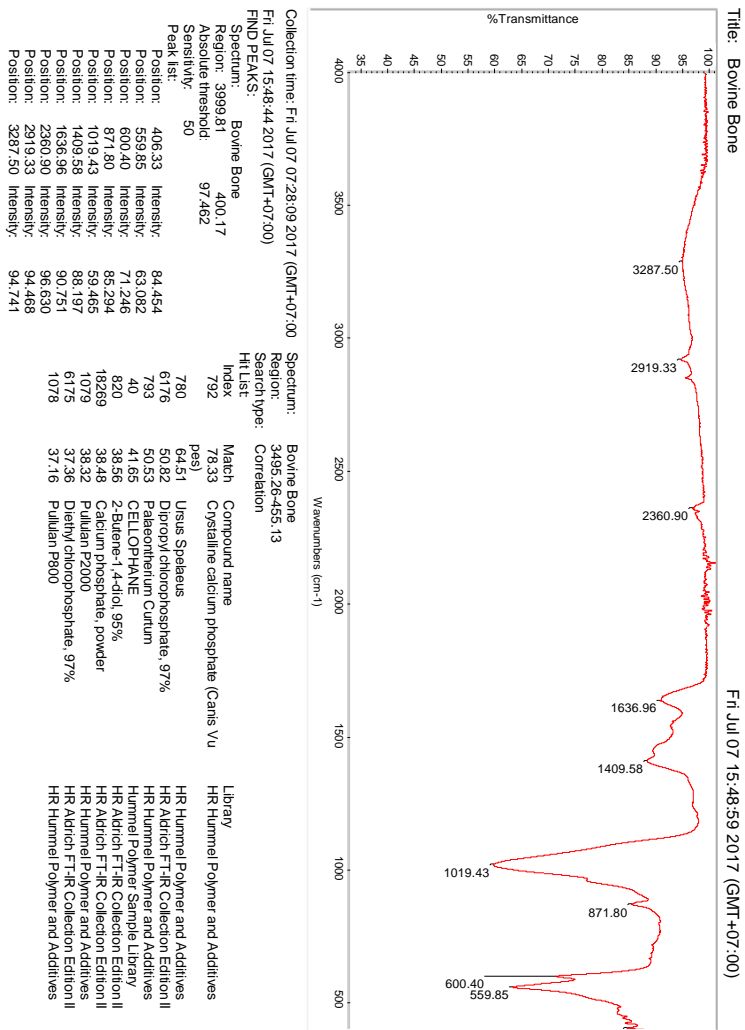
Lampiran R: Hasil FTIR PLA/BB 40%wt



Lampiran S: Hasil FTIR PLA/BB 50%wt



Lampiran T: Hasil FTIR Bovine Bone



BIOGRAFI PENULIS



Penulis bernama Adven FN Hutajulu. Ia dilahirkan di Tambunan pada 4 Desember 1994. Penulis menempuh Pendidikan SMA di SMAN 2Balige dan Asrama Yayasan Soposurung yang berlokasi di Soposurung Balige. Penulis melanjutkan pendidikan Sarjana di Departemen Teknik Material di Fakultas Teknologi Industri, Institut Teknologi Sepuluh Nopember. Sehari-harinya sebagai mahasiswa ia habiskan dengan belajar Bersama teman satu departemen sambil mengisi waktu luang dengan

bekerja sebagai jurnalis. Ia memulai karir sebagai wartawan sejak 2014 dan mendapat posisi sebagai redaktur berita sejak 2017 di Departemen Hubungan Masyarakat dan Protokol ITS. Ia juga pernah melayani sebagai relawan di Kantor Hubungan Internasional ITS atau lebih kerap dipanggil ITS International Office (IO). Selama 4 tahun berkuliah di ITS, penulis beroleh kesempatan mengikuti simulasi siding PBB selama dua kali di Jakarta. Ia menjadi satu satunya delegasi ITS yang lolos seleksi pada South East Asia Model United Nation (SEAMUN) 2015 dan UN Habitat Simulation yang digelar oleh Yayasan Politik Friedrich Naumann Stiftung. Meski ia banyak berkecimpung di dunia sosial, penulis juga sangat mencintai dunia inovasi teknologi terutama dalam bidang inovasi material. Karenanya, yang suka traveling ini pernah beroleh beasiswa pertukaran pelajar selama satu semester di Departemen Nanoteknologi di International School of Engineering (ISE) kampus Chulalongkorn, Thailand. Penelitian mengenai material tulang sintetis ini, ia kerjakan sebagai salah satu sumbangan dalam kekayaan ilmu bidang inovasi material maju.